ENSAM – Paris

Ecole Nationale Supérieure D’Arts et Métiers

RAPPORT
PJE – FISE – 11222

Développement d’un banc biomédical d’étude de la resténose et la mise au point des stents actifs pro-cicatrisants (2)

JUIN 2011

Présenté par : Eduardo CANO PLEITE

Andrés ADÁNEZ CEBALLO

Professeur responsable : Christophe SARRAF

ANNEE : 2010/2011 **DEPARTAMENT :** FISE **NUMERO DU PJE :** Pa-f11222

AUTEURS : Eduardo CANO PLEITE et Andrés ADÁNEZ CEBALLO

TITRE : Développement d'un banc biomédical d'étude de la resténose et la mise au point de stents actifs pro-cicatrisants

ENCADREMENT DU PJE : Christophe SARRAF, LEMFI, Arts et Métiers ParisTech

PARTENAIRE DU PJE : CHU Lille

NOMBRE DE PAGES : 43

NOMBRE DE REFERENCES BIBLIOGRAFIQUES : 9

RESUME

La médecine cardiovasculaire s'attache au développement d'endoprothèses dénommées « stents ». Elles sont destinées à combattre les rétrécissements artériels et veineux mais il semble aujourd'hui nécessaire de les enduire de médicaments pour lutter contre le phénomène de recicatrisation excessive dit de resténose. Pour faire ça les chercheurs en médecine auront recours à un banc de test in vitro en cours de développement au LEMFI.

Ce projet a comme objectif le développement et intégration dans un incubateur d'un banc biomédical pour étudier de stents. Après validation de la faisabilité du banc d'essai, ce projet offre le pas à suivre ainsi comme les différents éléments qui feront part d'un prototype intégré dans un incubateur.

MOTS CLES : Ecoulement conduite en charge/ Labview/ Circuit Hydraulique/ Pompe hydraulique

PARTIE A REMPLIR PAR LE PROFESSEUR RESPONSABLE DU PROJET

ACCESIBILITE DE CE RAPPORT (entourer la mention correcte)

LIBRE CONFIDENTIEL pendant _____ an(s).

DATE : Nom du signataire Signature :

Remerciements:

Nos premiers remerciements vont au personnel du laboratoire LEMFI, et particulièrement à Mr Sarraf qui a su nous encadrer et nous conseiller pendant tout ce temps.

Merci à Mlle Maurel pour ses réponses rapides pour être toujours si attentive avec nous.

Merci à tous les amis rencontrés lors de cette expérience inoubliable appelée Erasmus que nous espérons conserver pour toujours et notamment à : Anita, Bea, Boooojan, Carmele, El Murloc, Felipe, Irene, Marston, RicOso et Ye Nano.

Merci aussi à tous les amis faits tout au long notre carrière à l'université Carlos III de Madrid et notamment : Bitacoras, Bully, Caftol, Cletus, El Axo, Elvirilla, Fanti, Grandu, Laits, Maxi, McPoyo, Nasek, Ninioh, Pichi Topjam et Vegas. Aussi à Javier Rodríguez Rodríguez parce qu'il nous a transmis son intérêt par la mécanique des fluides de la meilleure manière possible.

Finalement nous tenons à remercier nos familles et nos amis de toute la vie pour nous supporter et par son soutient pendant tout ce temps sans lequel nous n'aurions jamais arrivé ici.

Eduardo Cano Pleite et Andrés Ceballo.

Sommaire

1. Cadre du Projet et enjeux

1.1Les stents

1.1.1 Définition

Le stent est un ressort métallique (en matériaux à mémoire de formes) maillé et tubulaire, glissé dans une cavité naturelle humaine pour la maintenir ouverte. Il est essentiellement utilisé dans des artères au cours d'une angioplastie. Ils peuvent également être employés dans l'urètre, les canaux biliaires…

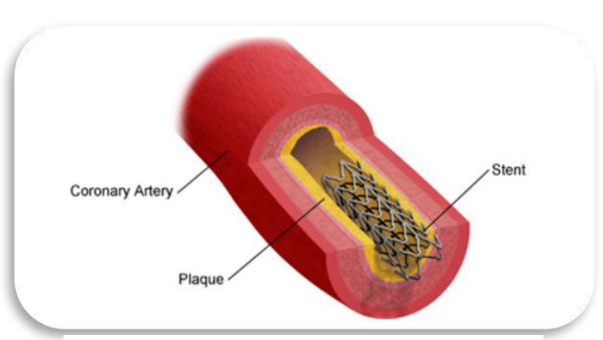


Figure 1. Stent

1.1.2 Utilisation : L'angioplastie

L'angioplastie est une technique médico-chirurgicale de modification d'un vaisseau sanguin, le plus souvent d'une artère. Cette procédure permet de dilater une artère rétrécie à l'aide d'un ballon qu'on gonfle dans cette dernière, écartant ainsi la plaque d'athérome responsable de la sténose (figure 2), après on positionne le stent sur un ballon dégonflé. Lorsque celui-ci se gonfle il empêche le retour élastique de la sténose. Le ballon est alors retiré et le stent reste en place. Il peut être mis en place d'emblée (stenting direct) ou après une dilatation par un premier ballon. La mise en place d'un stent se fait sous radioscopie et n'allonge pas sensiblement la procédure d'angioplastie.

Le principal inconvénient de cette technique est le taux important de resténose, c'est-à-dire de récidive du rétrécissement (près de la moitié des cas). Cette dernière peut être précoce (retour élastique de l'artère après dégonflage du ballon) ou tardive (par prolifération des cellules de la paroi de l'artère (endothélium) et surtout par rétraction cicatricielle.

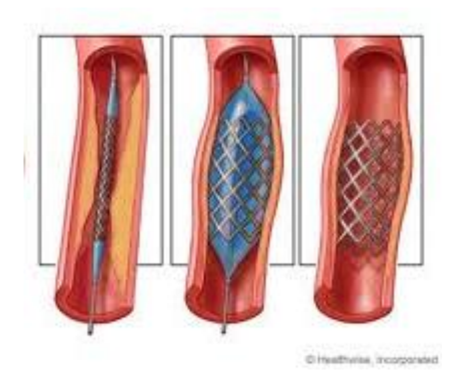


Figure 2. Implantation d'un stent

1.1.3 Problématique

S'agissant d'un matériel étranger au corps humain, c'est un point d'appel naturel à la formation d'un caillot. Un traitement empêchant l'apparition de ce dernier reste donc indispensable pendant au moins plusieurs semaines, jusqu'à ce que le métal soit naturellement recouvert par les cellules de la paroi interne de l'artère (endothélialisation).

Outre les problèmes secondaires à l'angioplastie, le risque essentiel est celui de la récidive de sténose (resténose) de l'artère, qui n'est pas complètement éliminée, même avec les stents actifs. Les derniers modèles peuvent être recouverts d'une substance médicamenteuse antiproliférative, réduisant notablement le risque de resténose. En moyenne la resténose est diminuée de 55 à 65%.

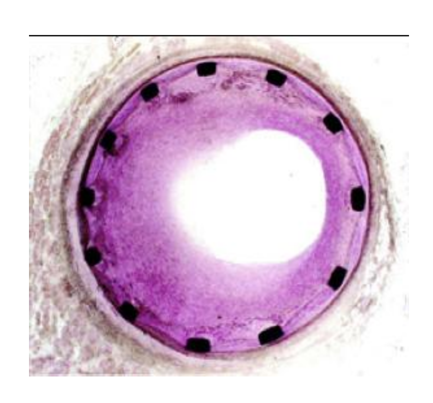
Cette resténose est essentiellement due à une prolifération cellulaire à l'intérieur du stent. En effet, les stents entrainent une cicatrisation de la paroi artérielle qui peut être excessive (=hyperplasie myointimale) et entrainer une réobstruction de l'artère (=resténose). L'occlusion aigüe par formation d'un caillot est plus rare si le traitement est bien suivi.

1.2 Enjeux du Laboratoire de Physiopathologie de la paroi artérielle

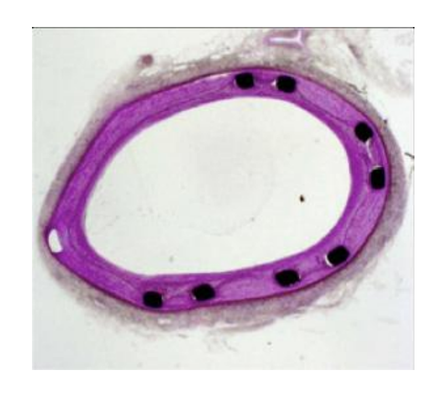
Développer un stent actif libérant localement grâce à un polymère une substance qui évite une cicatrisation excessive (l'hémine), permettant d'éviter la resténose.

1.2.1Premiers résultats

Le traitement par hémine, administré par voie générale permet de réduire la réobstruction des stents.



(a) Réstenose



(b) Cicatrisation idéale

Figure 3. Cicatrisation de la paroi artérielle autour du stent

2. Problématique et Objectif

2.1 Développement du banc d'essai

L'objectif de ce travail est de fabriquer un bioréacteur, comprenant un circuit relié à une pompe pulsatile produisant un flux systolo-diastolique, dans lequel jusqu'à 6 prélèvements artériels pourraient être branchées en dérivation, le tout logeant dans un incubateur de culture cellulaire (Figure 5). Le banc d'essai doit donc remplir entre autres les conditions suivantes :

- La pompe doit être commandée en pression pour reproduire les phases systolique et diastolique du cycle cardiaque.

- Le banc doit permettre de moduler le débit pour étudier différents cas.

- Il doit aussi contenir un capteur de pression et un débitmètre ainsi qu'un système d'acquisition pour contrôler en temps réel le débit et la pression dans le circuit.

- La plateforme doit être appropriée aux conditions d'un incubateur et les matériaux utilisés en contact avec le fluide et les artères doivent remplir des conditions de biocompatibilité.

- Enfin, le banc d'essai doit fonctionner en circuit ouvert pour favoriser les échanges gazeux entre l'air de l'incubateur et les fluides de culture utilisés.

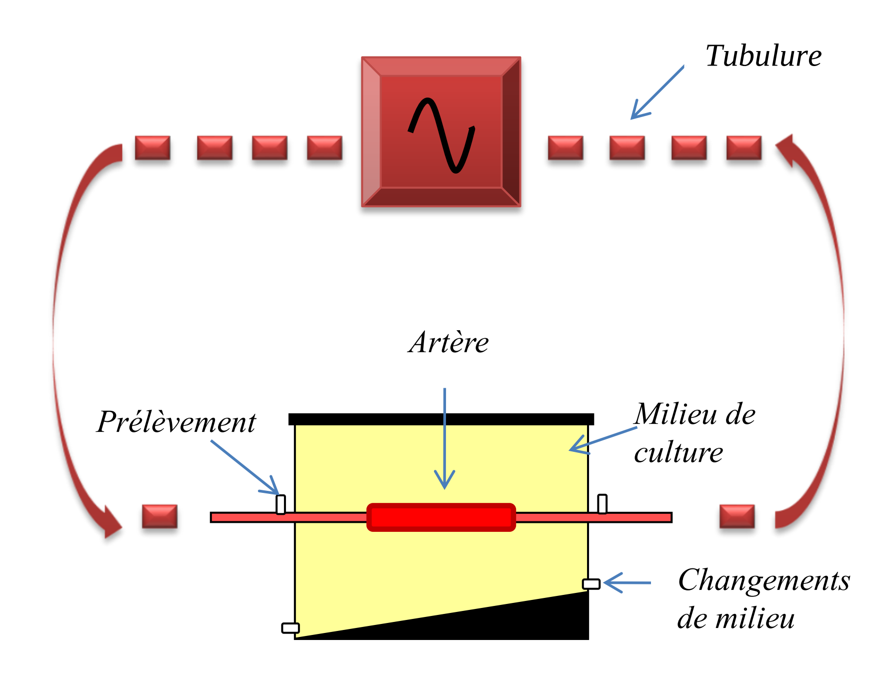
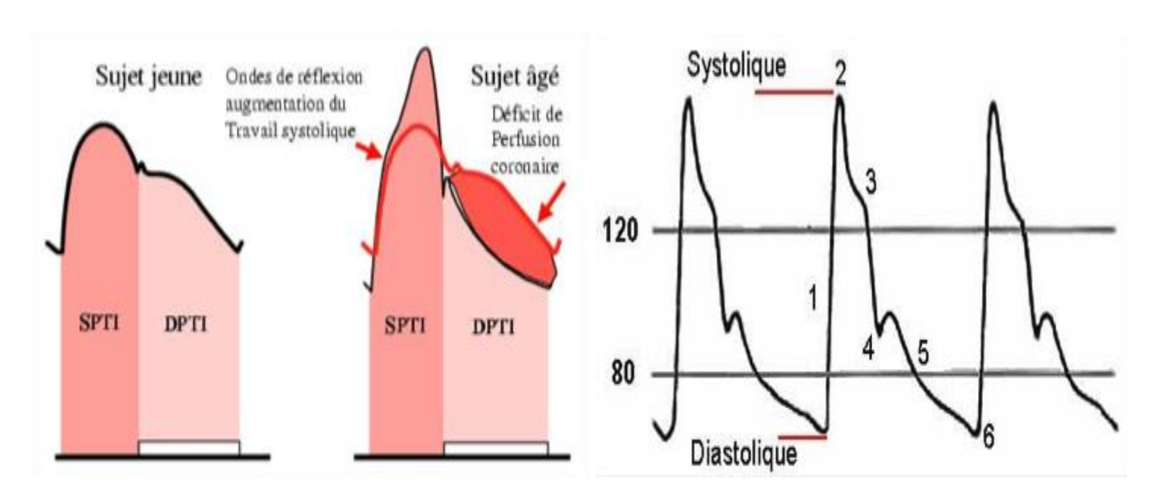


Figure 4. Schéma de príncipe du banc

2.2 Cahier de charges

2.2.1 Pression pulsatile

La pompe doit générer une pression pulsatile similaire à la pression artérielle, ainsi que le débit correspondant. Le niveau de pression artérielle et la forme de la pulsation varie avec l'âge et les personnes. Généralement, les personnes qui reçoivent l'implantation d'un stent sont âgées. Nous étudions donc ici la pulsation artérielle typique du sujet âgé.



(a) Sujet jeune et sujet âgé (b) Pression systolo-diastolique

Figure 5. Pression artérielle

La pression artérielle a les caractéristiques suivantes :

- 110 à 140 mmHg pour la systolique
- 60 à 80 mmHg pour la diastolique
- 70 à 95 mmHg pour la moyenne
- 60 à 80 battements par minutes

La valeur suivante sera conservée : 80 à 130 mmHg, 90 mmHg de moyenne.

2.2.2 Débit modulable

Pour pouvoir tester différents types de stents, il faut un débit modulable :

- débit moyen d'une artère coronaire : 18 L/h
- débit moyen d'une artère jambe : 3 L/h

2.2.3 Fluide circulant

Le liquide circulant dans le test de banc in vitro est de solution physiologique plus le Dextran (70 kDa), qui simule le comportement physiologique du sang. Ses caractéristiques de viscosité et masse volumique sont proches de celles de l'eau.

2.2.4 Contraintes

Le système fonctionnera dans un incubateur fermé, à température et humidité constantes, il y a donc une limite sur la taille de la pompe : 30x15x 20 cm. La température dans l'incubateur est de 37°C, milieu humide. Il faut donc considérer l'étanchéité de la pompe et des composants électriques, et proscrire les matériaux pouvant s'oxyder.

2.2.5 Biocompatibilité

Le liquide circulant comporte des macromolécules (70 kDa) simulant la viscosité et d'autres caractéristiques du sang. Ces molécules sont fragiles et risquent d'être cassées si le jeu entre les pales et le flasque de la pompe est trop petit. Dans un test qui dure 30 jours avec une petite quantité de liquide, ce phénomène n'est pas négligeable. Dans la conception hydraulique de la pompe, il faut donc garder une condition interne relativement « douce » : faible vitesse de rotation, grand jeu entre les pales et le flasque avant, pas de changements violents de pression. Il faut aussi éviter les zones de recirculation du fluide et les matériaux non biocompatibles, qui peuvent provoquer des réactions avec le liquide.

3. Travaux précédents

Comme nous avons dit ce projet a commencé en 2009 et plusieurs élèves ont donc contribué à l'avancement de celui-ci. Nous avons conservé la grande partie de leurs travaux mais nous avons dû changer quelques choses et approfondir en quelques autres. Para exemple le choix des éléments du circuit hydraulique semblait être finie mais nous avons changé la grande partie des connexions et nous avons détaillé beaucoup plus l'utilisation et étalonnage des composants électroniques. Les parties conservées sont les suivantes :

Le système, schéma de principe

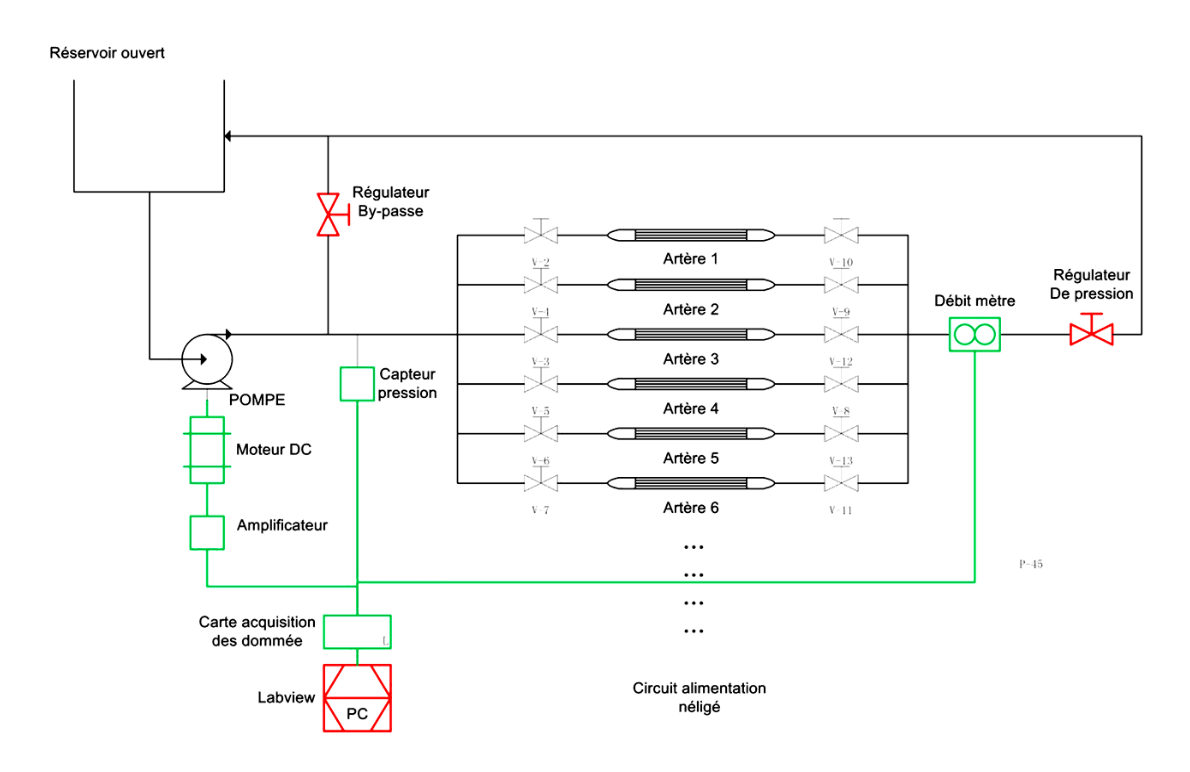


Figure 6. Schéma de principe du banc développé

3.1 La pompe

Nous avons choisi de réaliser une pompe centrifuge pour les raisons suivantes :

- Plus proche du savoir-faire du laboratoire de LEMFI
- Réalisation plus simple et moins coûteuse
- Débit et pression facile à maîtriser
- Applications courante dans le domaine médical

3.1.1 Conception hydraulique

Les conceptions de la roue et de la volute ont été réalisées par ZHANG Xingyuan. Pour fabriquer notre prototype et effectuer les premiers essais, nous avons décidé de prendre une géométrie dégradée de la roue et de la sur-dimensionner par rapport aux besoins réels. En effet, le prototype a été assemblé avec une roue plate et de plus grande dimension, facilitant la fabrication de cette pièce et réduisant le coût de production.

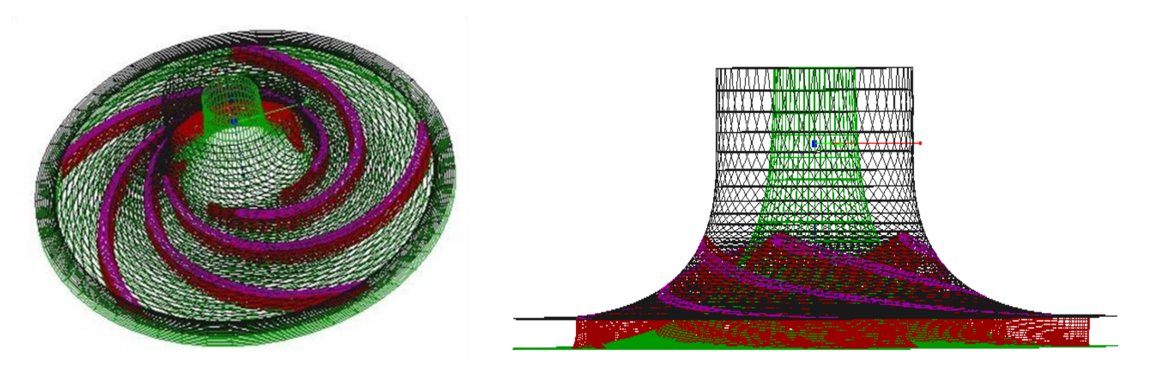


Figure 7. Géoometrie de la roue

Point nominal:	**H= 1.2 mH_2O**	**Q_v=0.3 m^3/h**	**N=2000 tr/min**	**Ω=13.5**

3.1.2 Conception mécanique

Cette conception fait appel à un moteur sur dimensionné. Le choix du moteur a été réalisé en considérant les cotes de l'arbre de sortie et la puissance à fournir. En raison de sa plus grande dimension, nous avons été capables de fixer la roue directement sur cet arbre et par conséquent d'éliminer l'arbre et le palier intermédiaire d'une conception précédente.

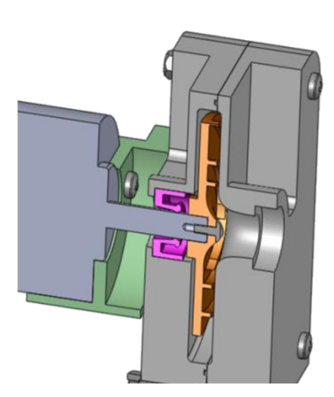


Figure 8. Conception mécanique

3.1.3 Le moteur

Pour faire tourner la pompe nous utilisons un moteur Cruzet 82800502. C'est un moteur direct à courant continu. La tension d'utilisation du moteur est de 24 V.



Figure 8. Moteur Cruzet

Caractéristique nominale :

Vitesse de rotation : 3070 tr/min

Couple : 70 mN·m

Puissance : 22 W

Durée de vie : 2000h

Après d'avoir choisi le moteur et de finir la conception mécanique l'élève en stage du premier semestre (Rodolphe MERCERON) a fait quelques améliorations pour aboutir au montage final du système moteur :

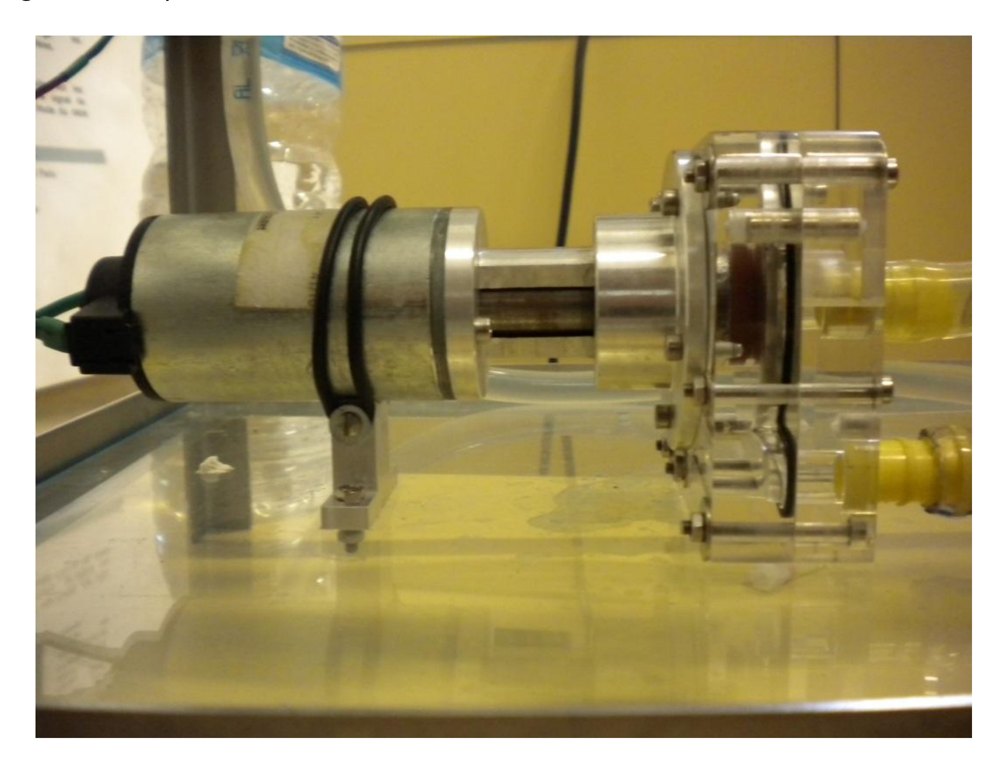


Figure 9. Montage final de la pompe

3.2 Réalisation de la commande en pression

La pression pulsatile est contrôlée par la variation de la vitesse de rotation de la pompe commandée par une carte de commande et d'acquisition. La carte prévue était la NI USB-6008 mais finalement nous avons changé para un modèle supérieur, la NI USB-6211. Les modifications pertinentes ainsi que l'utilisation de cette carte et du système Labview seront expliqués plus en détail dans la partie correspondante à notre travail.

3.3 Suivi des valeurs de pression et de débit. Choix du débitmètre et capteur de pression

Pour suivre en temps réel les valeurs de pression et débit du système, le banc d'essai a été équipé d'un débitmètre et d'un capteur de pression. Le débitmètre est un débitmètre Digimesa CH-2536 Ipsach et le capteur de pression sera un capteur MEDEX. Le choix était déjà fait et nous avons approfondit dans l'utilisation de ces éléments c'est pourquoi nous laissons ses descriptions pour plus tard.

3.4 Construction du banc d’essais et conception du prototype finale

Lorsque nous avons commencé le projet nous avions le prototype suivant :

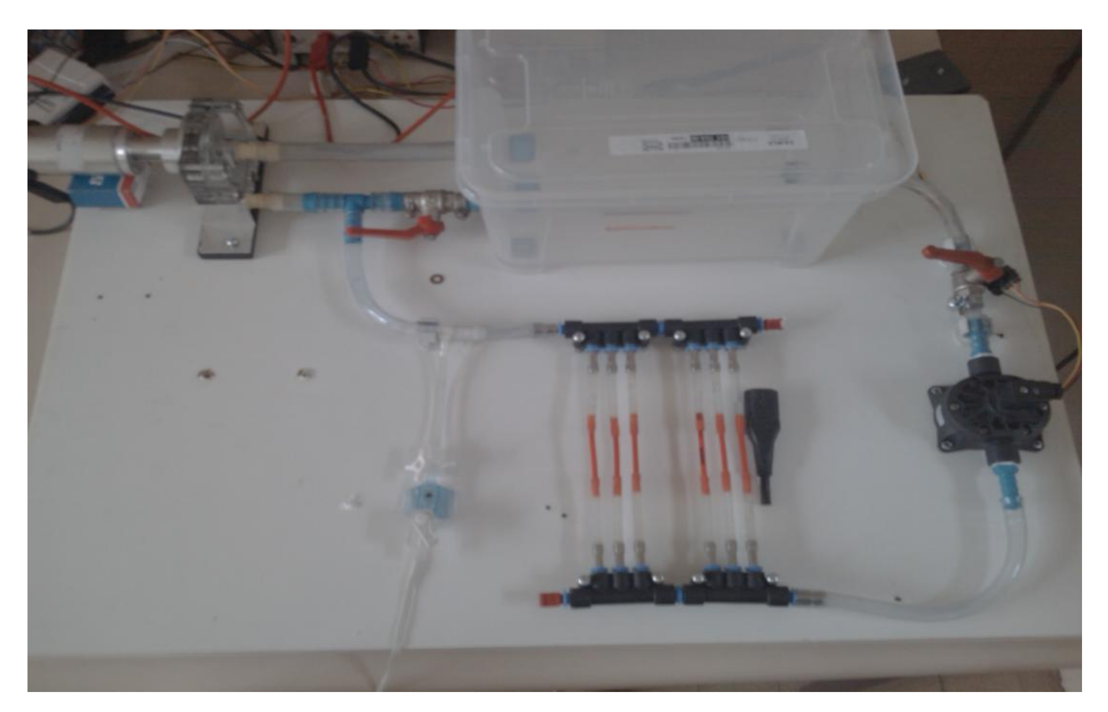


Figure 10. Prototype initial

La partie électronique ne marchait pas et un commande pour des pièces définitives telles que l'armoire avait été lancé. Nous avions décidé donc de commencer par se centrer dans la partie électronique en attendant les nouvelles pièces et c'est pourquoi nous n'avions presque pas touché à ce prototype déjà validé. Le montage définitif devait être le suivant :

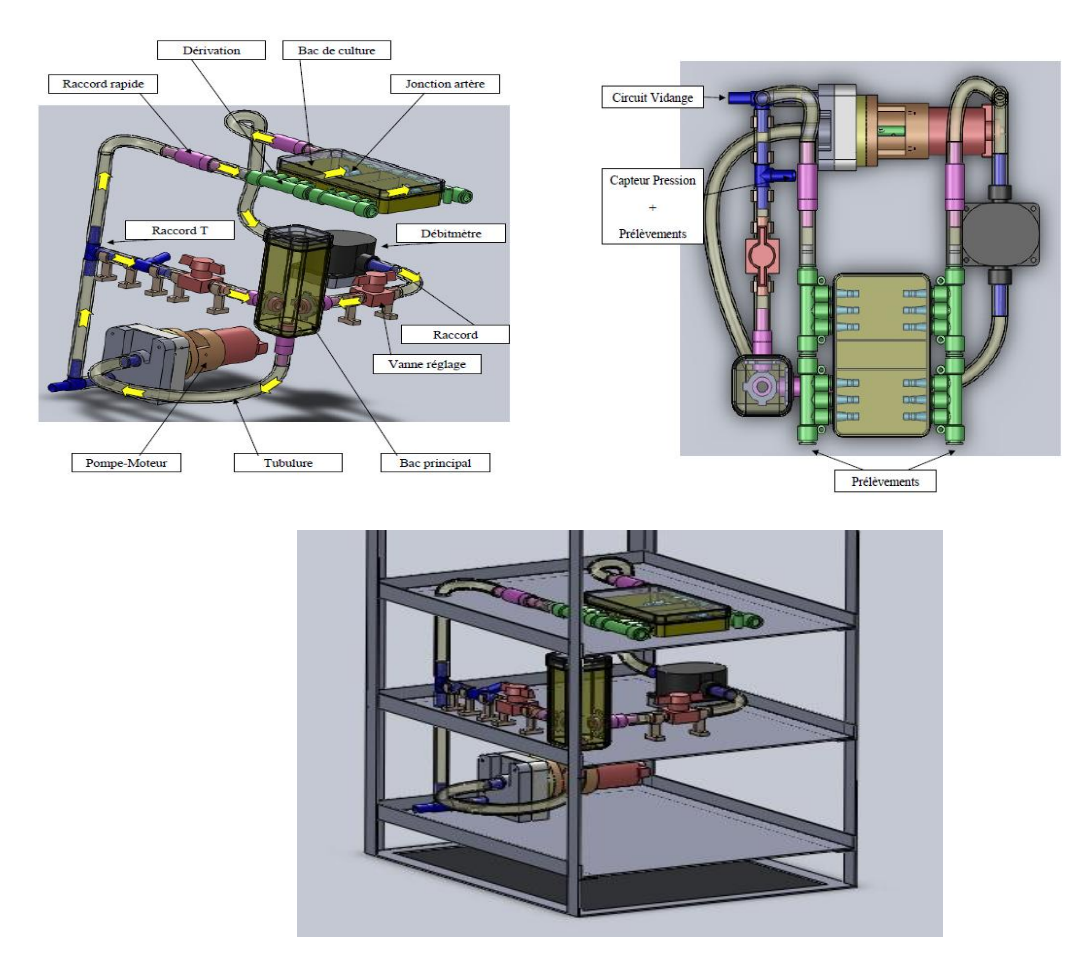


Figure 11. Conception théorique du bioréacteur

Nous pouvons observer dans ces images le bac des artères qui est aussi définitif et dont le résultat final est le suivant :

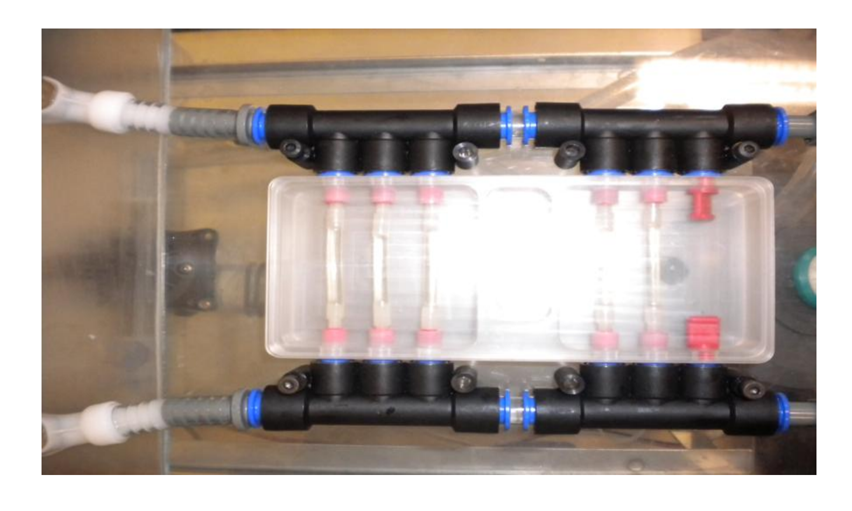


Figure 12. Bac de culture

L’armoire où nous introduirons le prototype est aussi définitive et nous pouvons la voir à continuation :

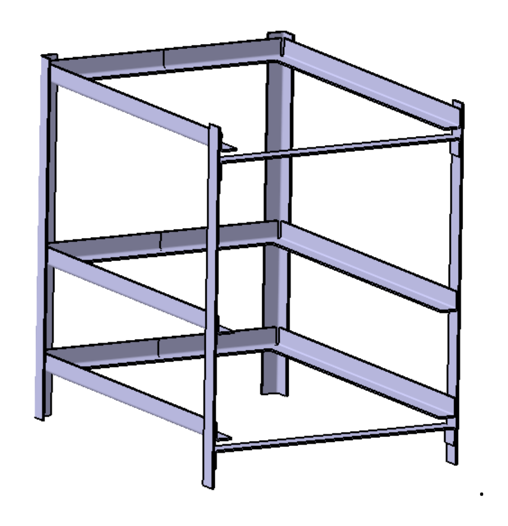


Figure 13. Armoire

Finalement cette armoire sera mise dans un incubateur à CO2 conçu pour la culture cellulaire qui normalement a aussi été déjà choisi (incubateur Slimcell avec un volume de 155L pour les dimensions intérieures suivantes : 520x497x630mm) et est le suivant :



Figure 14. Incubateur

4. Modifications apportées

Pour ce projet notre travail a été centré dans la fiabilité du prototype et la validation des travaux précédents. Pour fiabiliser le montage nous avons modifié toute la partie électronique ainsi que certains composants du circuit hydraulique. Pour valider les travaux antérieurs nous avons dû monter le premier prototype fonctionnel pour se rendre compte de certaines erreurs de conception.

4.1 Partie électronique:

Lorsque nous avons commencé le projet la partie électronique était déjà conçue. Le problème était qu'elle ne marchait pas car elle n'était pas très robuste. Une fois la localisation de la défaillance et sa réparation postérieure ont été faites le système est tombé à nouveau en panne et c'est pourquoi nous avons décidé de le modifier pour apporter plus de robustesse. Aussi certains éléments ont été changés de place dans le circuit hydraulique respecte à sa position prévue par les élèves précédents. Les éléments électroniques sont les suivantes :

4.1.1 Le circuit électronique

Le circuit électronique a pour fonction de communiquer les éléments de notre bioréacteur (moteur, débitmètre, capteur de pression et capteur de niveau) à la carte d'acquisition. Nous trouvons aussi dans ce circuit électronique le montage nécessaire pour amplifier le signal de 5 volts fournie par la carte d'acquisition en un signal de 24 volts, tension d'alimentation du moteur.

Lorsque nous avons commencé le projet, ce circuit électronique était construit sur une plaque test comme nous pouvons observer dans l'image suivante :

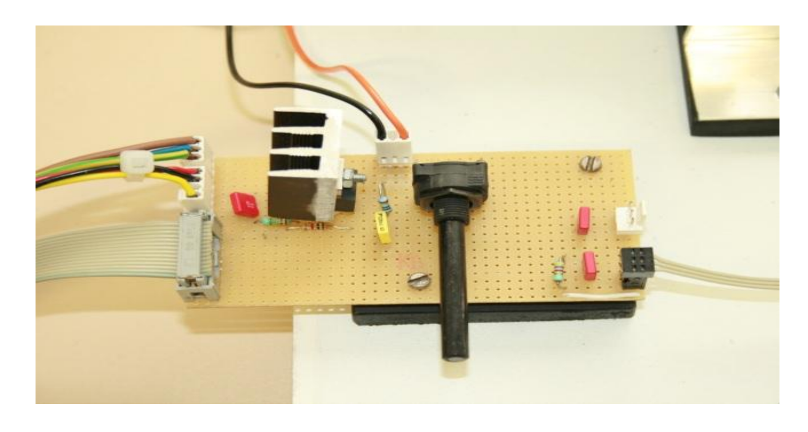


Figure 15. Circuit amplificateur initial

Comme ce système était fragile et que lorsqu'il y avait un problème il était très difficile de trouver l'origine de celui-ci, nous l'avons changé par un circuit imprimé. Le circuit imprimé n'est seulement pas plus propre mais aussi beaucoup plus robuste ainsi que, lorsqu'il y a un problème, il est beaucoup plus facile de suivre les pistes pour le localiser.

Pour réaliser le circuit imprimé nous avons utilisé le logiciel EAGLE. Nous avons commencé par réaliser le schéma du circuit :

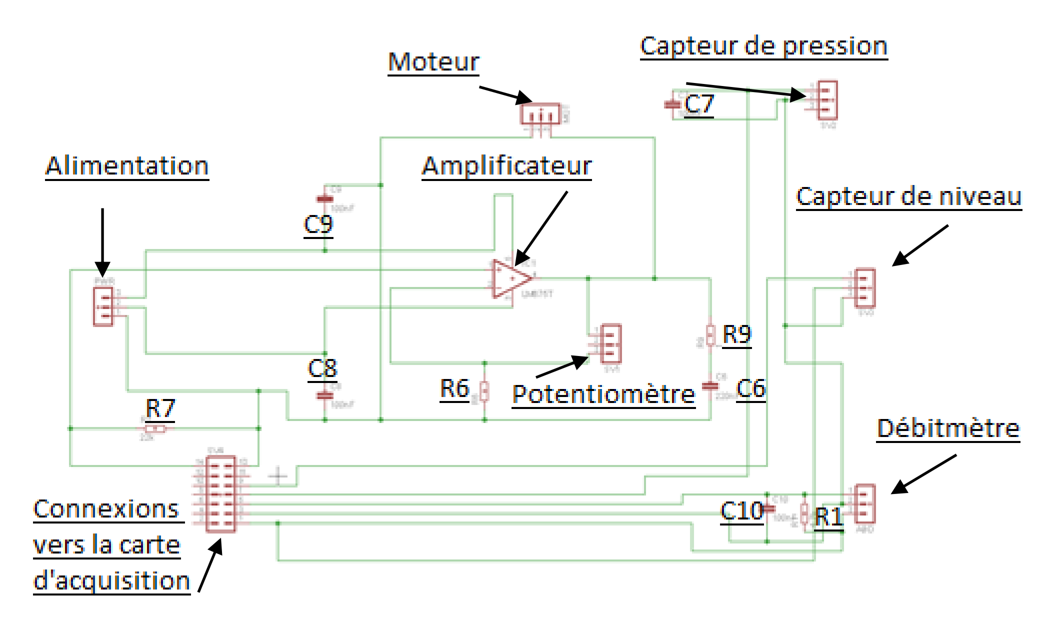


Figure 16. Schéma du circuit imprimé

Avec : R1=4,7kΩ, R6=1kΩ, R7=22kΩ, R9=1Ω, C6=220nF et C7=C8=C9=C10=100nF

Dans l'image précédente nous pouvons observer le schéma principal du circuit amplificateur pour l'amplificateur LM675 recommandé par le fabricant (voir annexe) ainsi comme l'adaptation du moteur et les capteurs de pression, débit et niveau à notre circuit imprimé.

Une fois le schéma réalisé nous passons à la conception du circuit imprimé. Pour cela, toujours avec EAGLE, nous organisons selon notre critère les éléments sur le circuit. Une fois organisés les éléments, le logiciel se charge de tracer les pistes si cela est possible. Cette tâche est loin d'être triviale et nous avons dû tester nombreuses configurations pour aboutir à la réalisation finale d'un circuit.

La première fois le circuit a été réalisée avec les pistes sur les deux faces car il était impossible de tracer toutes les pistes sur une seule face. Vues les difficultés que nous avons eu lors du soudage de certains composants nous avons rapidement décidé d'essayer de réaliser le circuit avec les pistes sur une seule face. Pour cela nous avons dû éliminer certains composants afin de simplifier le circuit.

Une fois le circuit simplifié, nous avons construit un premier circuit avec les pistes sur une seule face. Pour ce circuit nous avons rencontré plusieurs problèmes comme l'épaisseur des pistes ou la localisation de certains composants sur le circuit. Le circuit était quand même fonctionnel mais nous avons décidé de faire un circuit final avec les dernières améliorations comme par exemple l'exclusion du potentiomètre qui au lieu d'être soudé au circuit il sera connecté par le biais de deux fils au circuit pour faciliter sa manipulation depuis l'extérieur de la boîte où ira placé tout le système électronique. Le typon du circuit principal est donc le suivant :

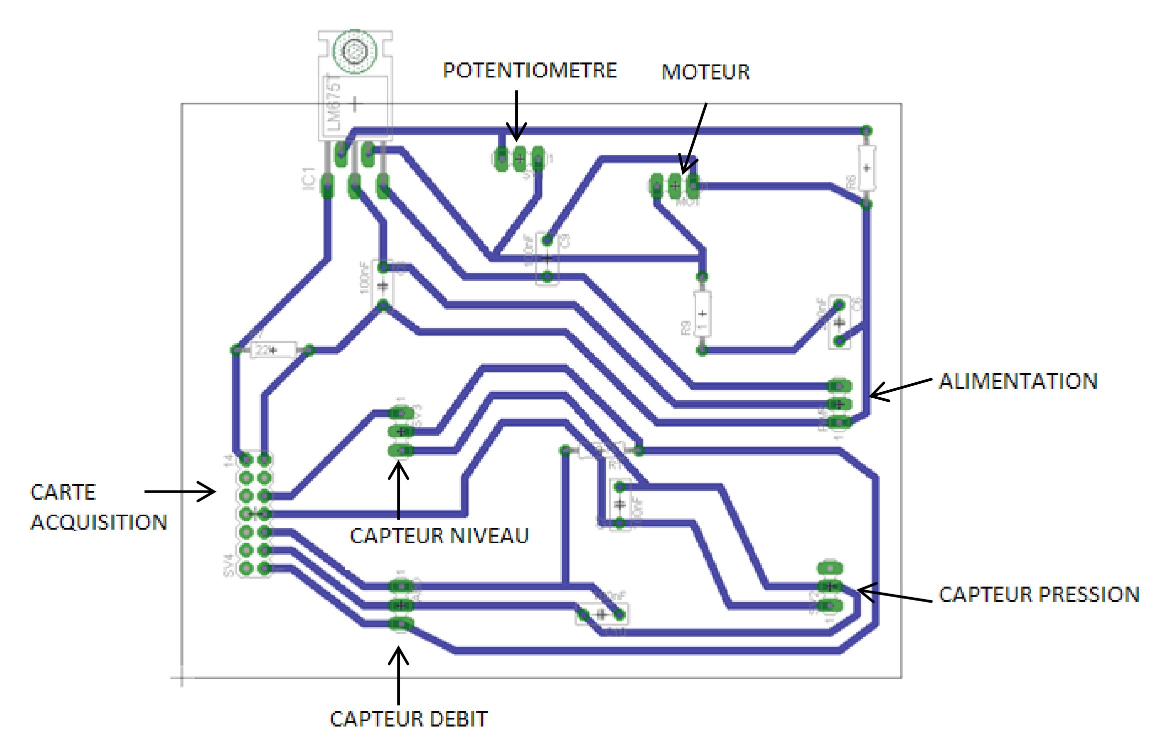


Figure 17. Typon du circuit imprimé

Une fois monté le circuit est le suivant :

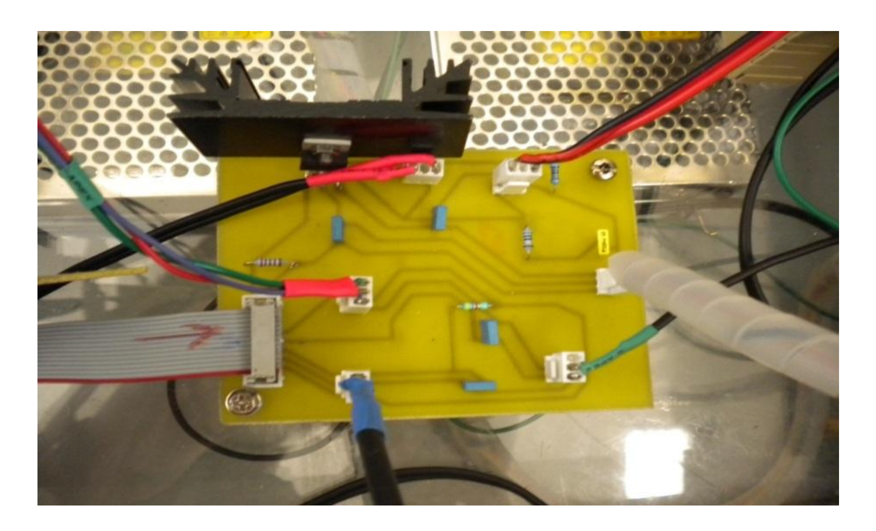


Figure 18. Montage du circuit imprimé

Il faut faire spécial attention à la résistance numéro 9 (de valeur 1 Ohm). Nous avons constaté qu'elle brûle facilement et, si nous changeons cette résistance par une plus grande, il y a du bruit qui se produit dans notre système électronique. Nous avons choisi quand même une résistance de 10 Ohms pour augmenter la fiabilité de notre circuit ; le bruit généré n'est pas significatif avec cette résistance.

4.1.**2 La carte d'acquisition**

La carte d'acquisition est la responsable de communiquer le système de commande (Ordinateur avec le logiciel Labview) et les éléments électroniques du bioréacteur (moteur, débitmètre, capteur de pression et capteur de niveau). Nous avons changé la carte NI USB-6008 pour une carte NI USB-6211 de plus haute gamme vu que cette dernière possède une horloge interne.



(a) NI USB-6008 **(b) NI USB-6211**

Figure 19. Cartes d'acquisition

La carte se connecte à l'ordinateur par un câble usb. Pour connecter la carte aux capteurs nous passons tout d'abord par le circuit imprimé puis grâce à un cordon de 14 voies nous portons les signaux sur deux autres circuits pour pouvoir séparer les fils selon un code de couleurs.

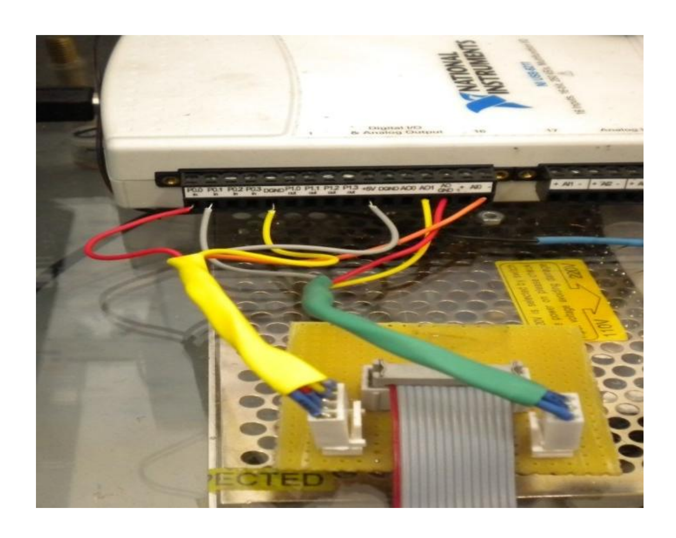


Figure 20. Connexions à la carte d'acquisition

4.1.3 Le moteur

Pour faire tourner la pompe nous utilisons le même moteur proposé par les élèves précédents (Cruzet 82800502, 24V, 41W). La pompe sera connectée au moteur grâce à la conception faite par Rodolphe MERCERON, mais, avant de connecter la pompe au circuit définitif, nous devons obtenir sa courbe caractéristique de fonctionnement.

Pour caractériser la pompe nous avons réalisé un montage simple afin de minimiser les pertes de charge en réduisant le plus possible le nombre de composants de notre système ainsi comme la différence d'hauteur d'eau :



Figure 21. Montage de caractérisation de la pompe

Pour ce circuit nous avons utilisé le capteur de pression JUMO qui était déjà étalonné et le débitmètre Digimesa CH-2536 Ipsach aussi étalonné. Une fois le montage réalisé nous avons caractérisé la pompe. Pour cela nous faisons tourner celle-ci en continu et nous enregistrons la pression (*P)* et le débit (*Q)* pendant que nous faisons varier ce dernier (pour cette manipulation il n'y a pas de vanne de contre-pression et donc la pression n'est pas manipulable). A chaque fois que nous prenons une mesure nous notons aussi la vitesse de rotation du moteur (*N*). Une fois passé du débit maximum au débit minimum nous calculons la moyenne des vitesses de rotation au cours de la manipulation pour pouvoir obtenir le débit et la pression de similitude selon les formules simplifiées suivantes :

$$Q_{sim} = \frac{Q \cdot N_{moyenne}}{N} \qquad\qquad P_{sim} = \frac{P \cdot N^2}{N_{moyenne}^2}$$

Nous répétons la même manipulation trois fois pour une tension d'alimentation de 24 volts (vitesse de rotation entre 3556 rpm et 3666 rpm) et trois fois pour une tension d'alimentation de 18 volts (vitesse de rotation entre 3207 rpm et 3258 rpm). Une fois les manipulations finies nous traçons les courbes de pression de similitude mesurée en mmHg en fonction du débit de similitude mesuré en m/min (Nous avons choisis ces unités puisque ce sont les unités que nous utilisons dans le logiciel de commande du moteur). Les résultats numériques sont inclus dans les annexes et les courbes sont les suivantes :

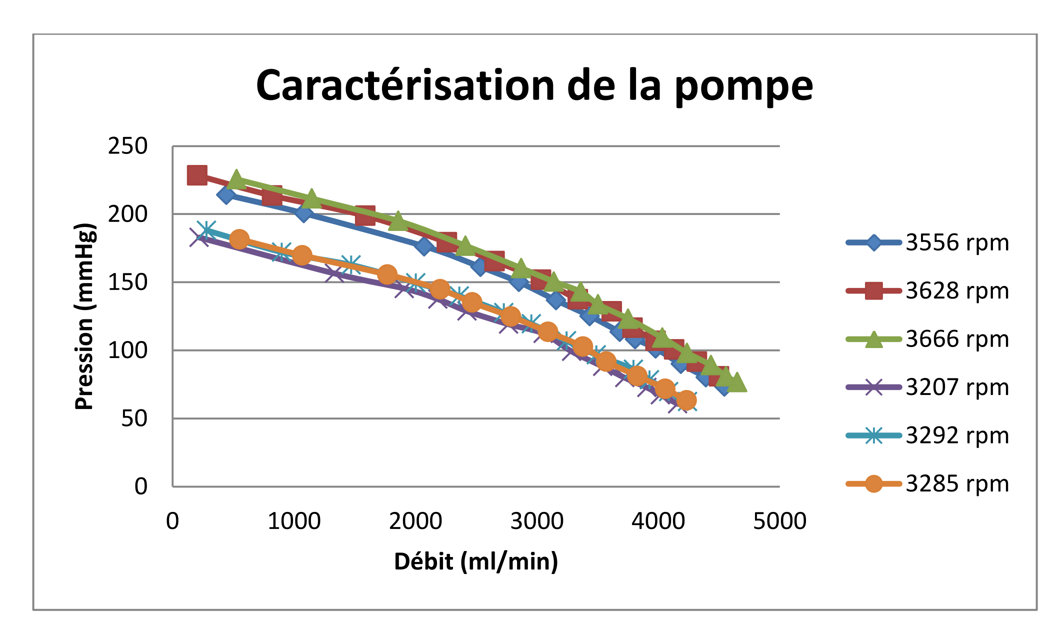


Figure 22. Courbes de caractérisation de la pompe

Comme nous avons expliqué dans le cahier des charges nous avons besoin d'un débit de 1800 ml/min et une pression comprise entre 60 mmHg et 140 mmHg. Donc vues les conditions nécessaires de débit et pression et que nous alimentons le moteur avec 24 volts nous pouvons dire que la pompe sera capable de fournir les spécifications attendues. Il ne restera donc qu'à valider si avec les pertes des charges du circuit hydraulique nous sommes toujours dans les niveaux demandés de pression et débit. Il faut indiquer qu'une fois le circuit hydraulique a été monté dans l'armoire les pertes de charges ne sont pas très grandes et nous sommes donc toujours dans les spécifications requises de débit et pression.

4.1.4 Le potentiomètre

Pour contrôler la tension d'alimentation du moteur nous avons placé un potentiomètre dans le circuit électronique. Le potentiomètre comme nous avons dit avant n'est pas soudé directement sur le circuit pour pouvoir le mettre dehors de la boîte qui contiendra la partie électronique afin de faciliter sa manipulation :

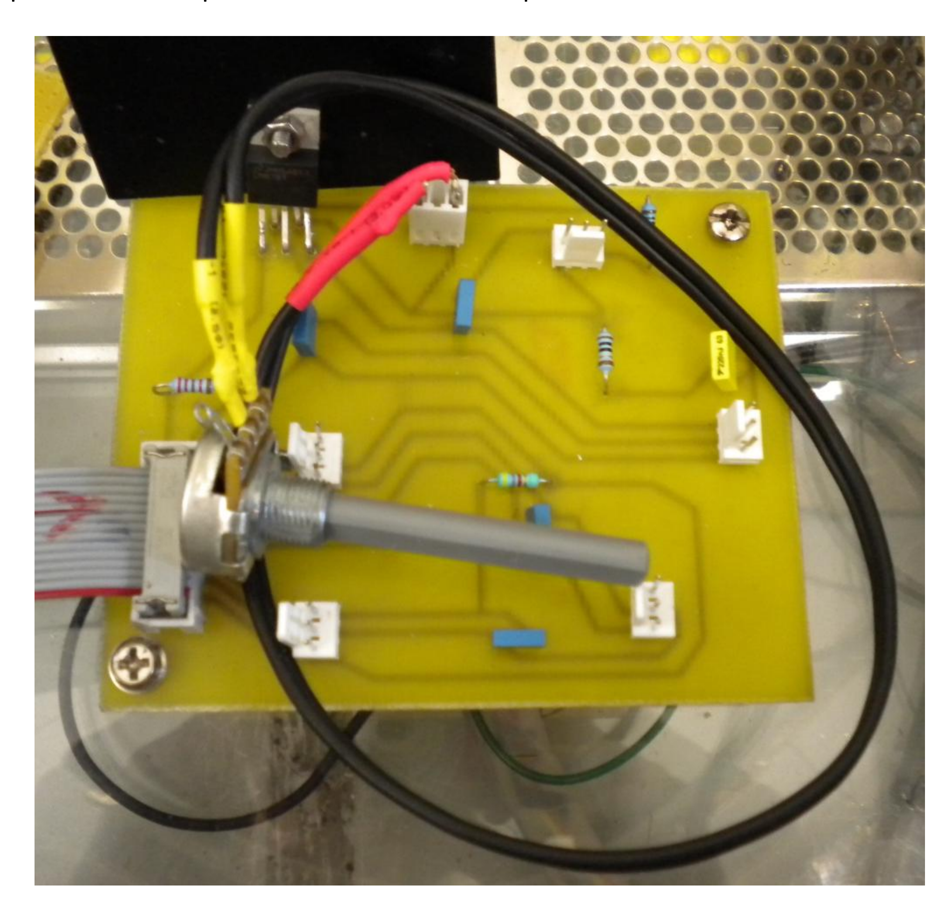
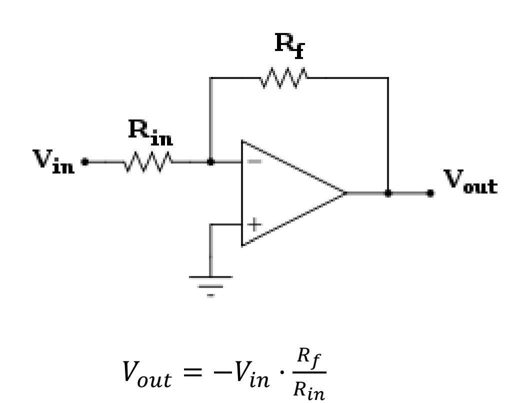


Figure 23. Montage du potentiomètre

Le potentiomètre peut varier sa résistance de 0Ω à 22kΩ et c'est en variant cette résistance que nous varions la fonction de gain de la réalimentation du circuit amplificateur:



$$V_{out} = -V_{in} \cdot \frac{R_f}{R_{in}}$$

Figure 24. Explication du fonctionnement de la réalimentation d'un amplificateur opérationnel

Avec R_{in} une résistance constante de 1kOhm (voir la datasheet de l'amplificateur LM675 en annexe pour plus d'information) et R_f la résistance du potentiomètre. Nous observons donc que si nous augmentons la résistance du potentiomètre nous augmentons la tension de sortie et donc la tension d'alimentation du moteur. C'est donc avec ce potentiomètre que nous arrivons à contrôler la vitesse de rotation de la pompe.

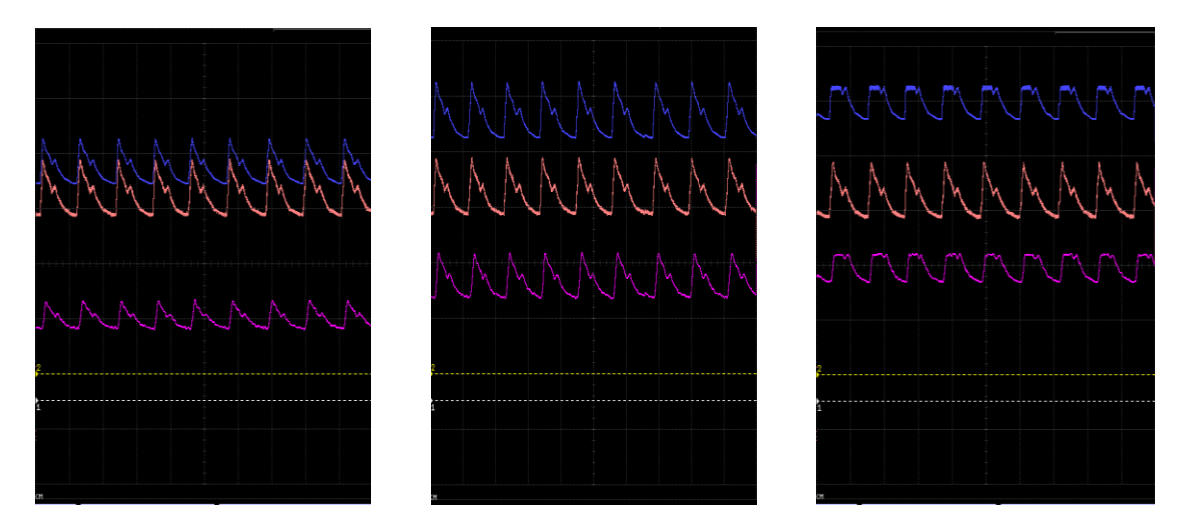


Figure 25. Démonstration de l'effet du potentiomètre sur le bioréacteur

Nous pouvons observer comme au fur et à mesure que nous augmentons la résistance du potentiomètre (de gauche à droite) la courbe de tension d'alimentation du moteur (bleu) se déplace vers le haut, c'est-à-dire elle augmente sa valeur de tension. La courbe de signal (orange) est toujours la même et nous pouvons observer la parfaite réponse de la pression (rose) para rapport au moteur même quand celui-ci reçoit un signal saturé de l'amplificateur (dernière image).

4.1.5 Le débitmètre

Pour mesurer le débit dans notre montage nous avons utilisé un débitmètre Digimesa (la datasheet peut être trouvée en annexes) qui se trouve juste après le bac de culture et devant de la vanne de contre-pression. Il est placé au deuxième étage de l'armoire vue que la seule exigence pour le débitmètre est d'être placé dans le circuit de circulation de fluide principal et non pas dans le circuit by-pass, c'est donc dans cet étage qu'il y avait le plus de place. Le montage résulte de la manière suivante:

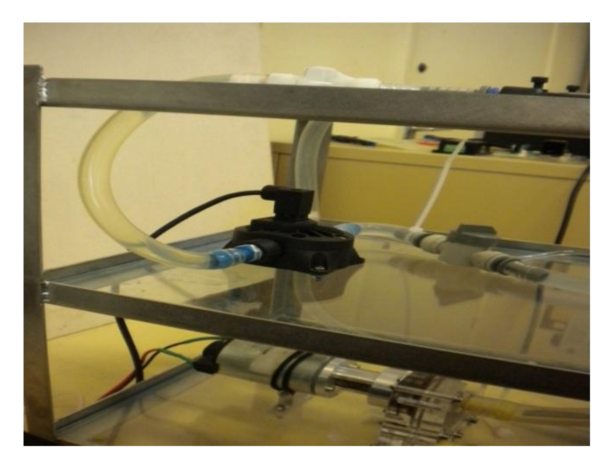


Figure 26. Disposition définitive du débitmètre

Le fonctionnement du débitmètre est simple. D'un côté il est alimenté par une tension de 5 volts qu'il envoie en continue comme signal de sortie (Nous verrons que ce signal est un peu moins de 5 volts). D'autre côté il possède dans son intérieur deux petites pales qui tournent avec le passage de liquide et qui à chaque tour coupent la tension de sortie et donc le signal change aux 0 volts. Nous avons donc un signal créneau qui se forme :

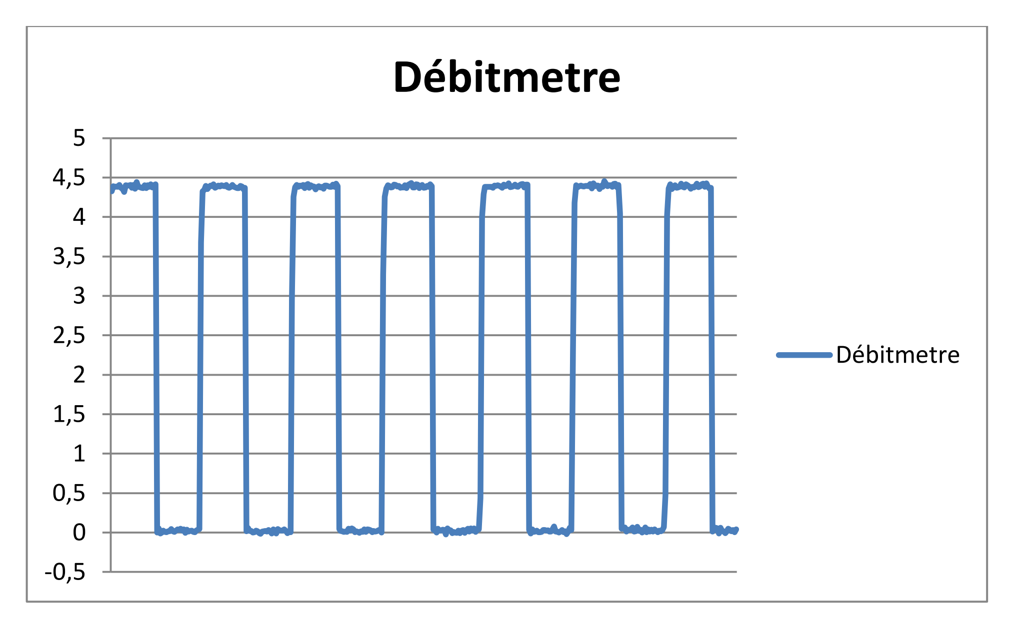


Figure 27. Exemple de signal envoyé par le débitmètre

De plus, le nombre de pics par litre est constant (462 pulses/L selon la datasheet et 461 pulses/L selon notre étalonnage) donc pour le système informatique il suffit que de conter le nombre de pulses qui arrivent en un intervalle de temps puis faire les conversions pertinentes pour obtenir le débit. La partie de code correspondante au débitmètre est la suivante :

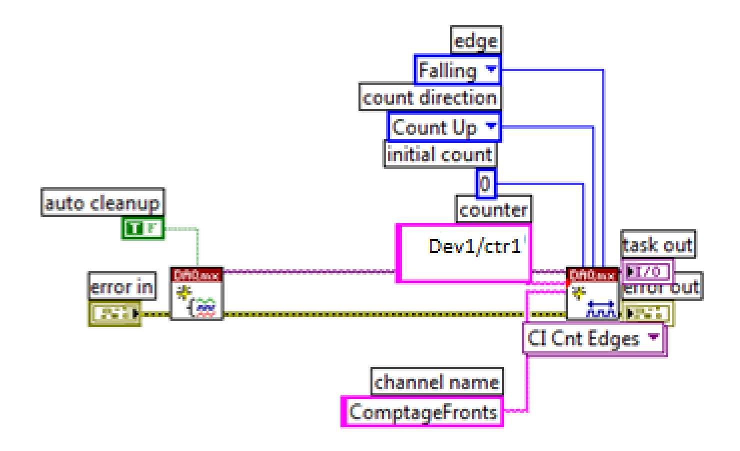


Figure 28. compteur_sub.vi

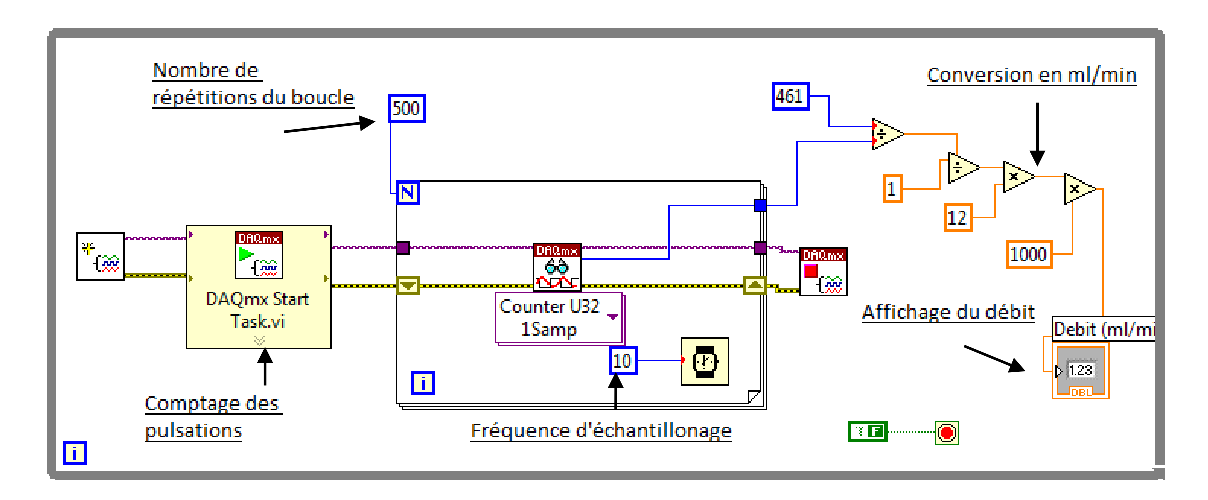


Figure 29. Boucle du débitmètre dans bioreacteur.vi

Nous observons donc que le code est composé en deux parties. Dans la première partie (compteur_sub.vi) le logiciel compte les fronts d'onde du signal qui arrive au port correspondant au débitmètre (Dev1/ctr1 ce qui correspond au port PFI3 de la carte d'acquisition). Après le code principal (bioreacteur.vi) lit dans un boucle les données fournies par compteur_sub.vi pendant 5 secondes (10ms·500=5s) puis il divise cette valeur par 461 pour obtenir la valeur en litres/5 secondes. Il ne reste qu'à multiplier cette valeur par 12 et par 1000 pour obtenir la valeur finale en min et en ml respectivement. Notre résultat sera donc montré en ml/min.

Il faut signaler que ce comptage de fronts d'onde n'est pas parfait et que parfois le logiciel compte des pulses qui ne sont pas envoyés par le débitmètre ce qui peut facilement être vérifié grâce à l'aide de l'oscilloscope. La source de cette erreur est le bruit qui arrive par les fils et a été réduit par le placement d'un condensateur au niveau de la carte.

Nous avons constaté que l'erreur a été réduite énormément grâce à ce condensateur mais nous avons toujours une valeur avec une erreur de $\pm$50ml/min. Nous avons aussi remarqué que cet erreur de comptage n'apparaît pas si nous utilisons la carte d'acquisition NI USB-6008 au lieu de la carte NI USB-6211.

4.1.6 Le capteur de pression

Pour mesurer la pression artérielle nous avons utilisé un capteur de pression Medex. Nous avons choisi ce capteur de pression par sa biocompatibilité ainsi que parce qu'il est jetable et facilement remplaçable. Comme dans le montage théorique le capteur de pression est localisé au deuxième étage mais il n'est plus avant la vanne du circuit by-pass puisque celui-ci a changé. Le montage est donc le suivant:



Figure 30. Montage du capteur de pression

Le fonctionnement du capteur est simple. Il transforme la pression du fluide en tension. La conversion est linéaire et nous pouvons obtenir la droite de correspondance tension-pression grâce à un autre capteur de pression déjà étalonné et un oscilloscope. Le problème est que la tension est très petite et nous utilisons donc le circuit amplificateur suivant :

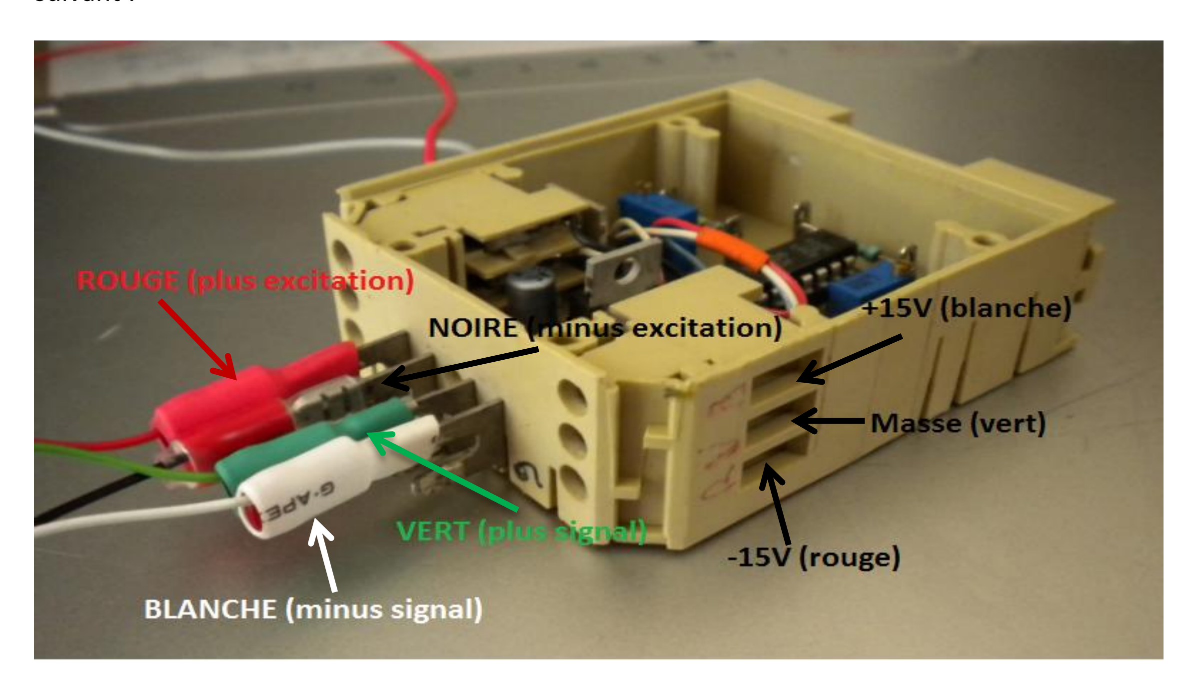


Figure 31. Boîte amplificatrice du capteur de pression (connexions vers l'alimentation)

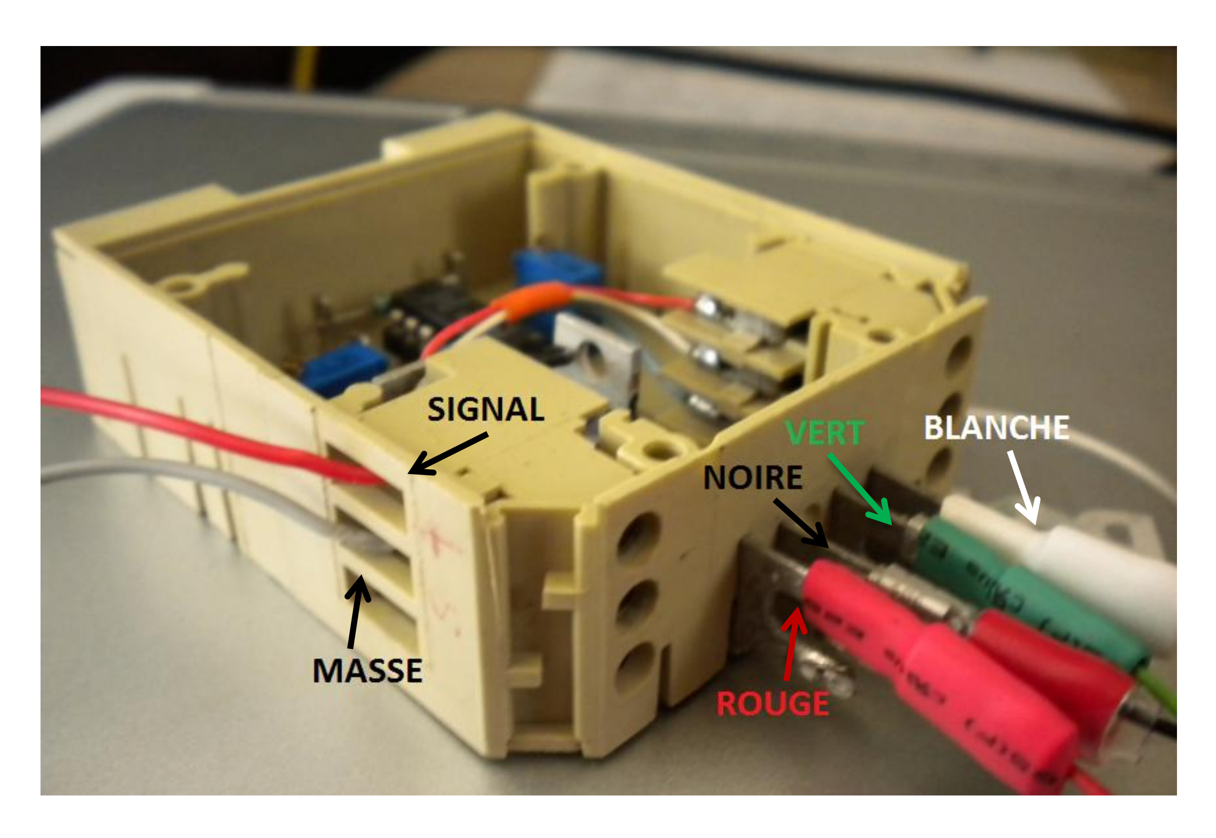


Figure 32. Boîte amplificatrice du capteur de pression (connexions vers la carte d'acquisition)

La connexion entre le circuit amplificateur et le capteur est réalisée par un câble qui n'est pas standard et que nous avons dû fabriquer. Le montage de ce câble est le suivant :

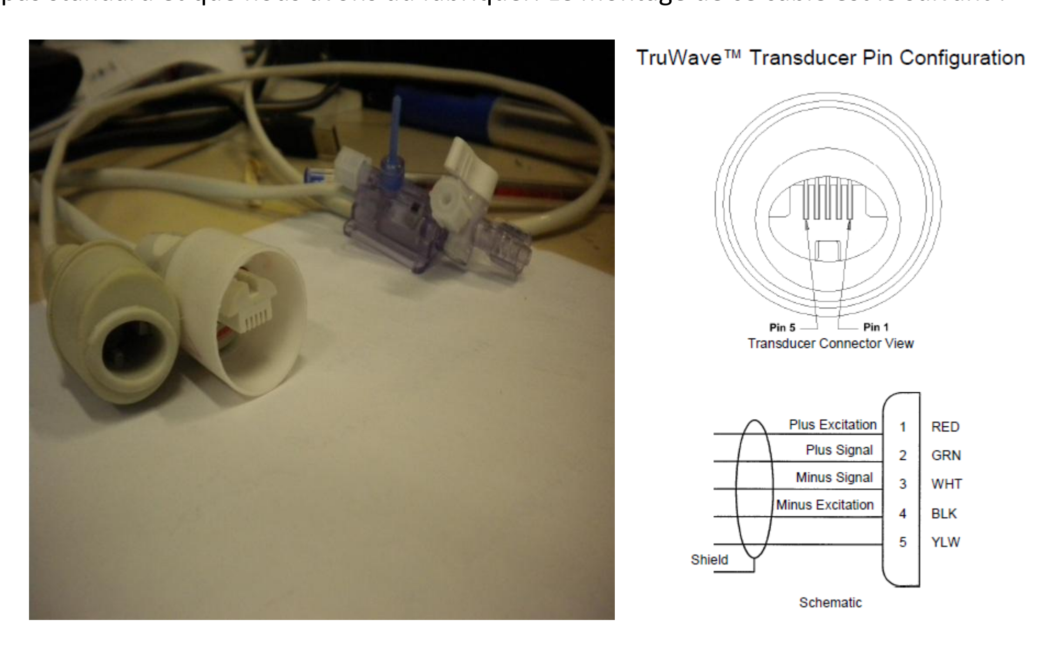


Figure 33. Schéma du câble du capteur de pression

Une fois que le système capteur de pression + système amplificateur est complet nous pouvons passer à son étalonnage. Il faut indiquer que l'étalonnage dépend de la boîte amplificatrice car le gain d'amplification varie d'une boîte à une autre. Aussi, dans chaque boîte amplificatrice, il y a des potentiomètres pour varier l'offset du signal ainsi comme l'amplification. Les courbes d'étalonnage de la boîte installé dans notre montage (boîte 9) et d'une autre boîte auxiliaire avec des différents capteurs sont les suivantes (le procédé d'étalonnage et les résultats peuvent être trouvés en annexe:

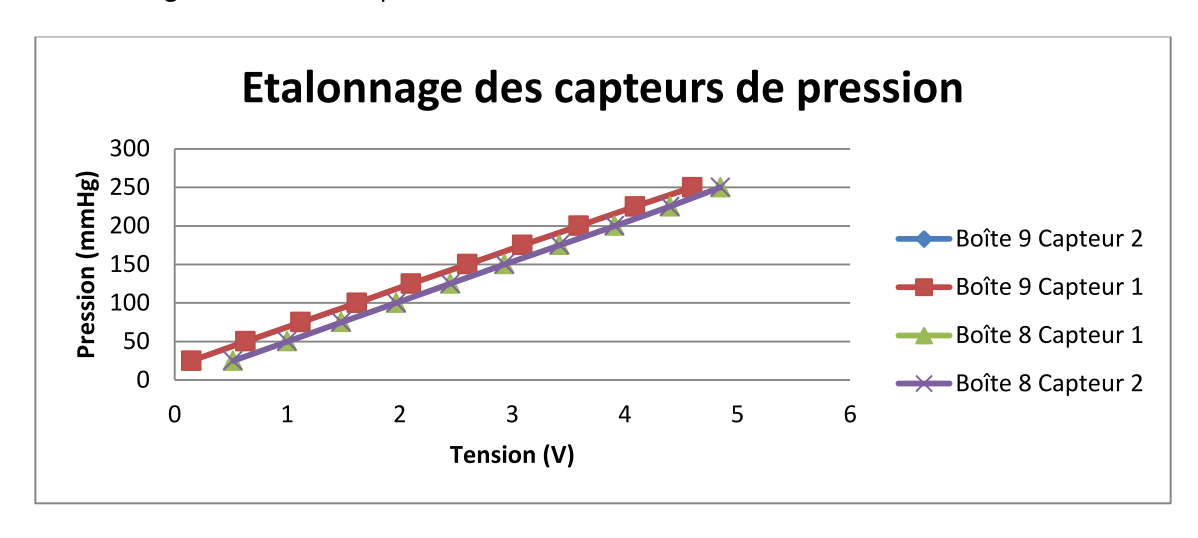


Figure 34. Courbe d'étalonnage des capteurs de pression

Une fois que nous avons la courbe d'étalonnage nous pouvons construire la fonction correspondante à la lecture et interprétation du signal sur Labview. Le résultat est le suivant :

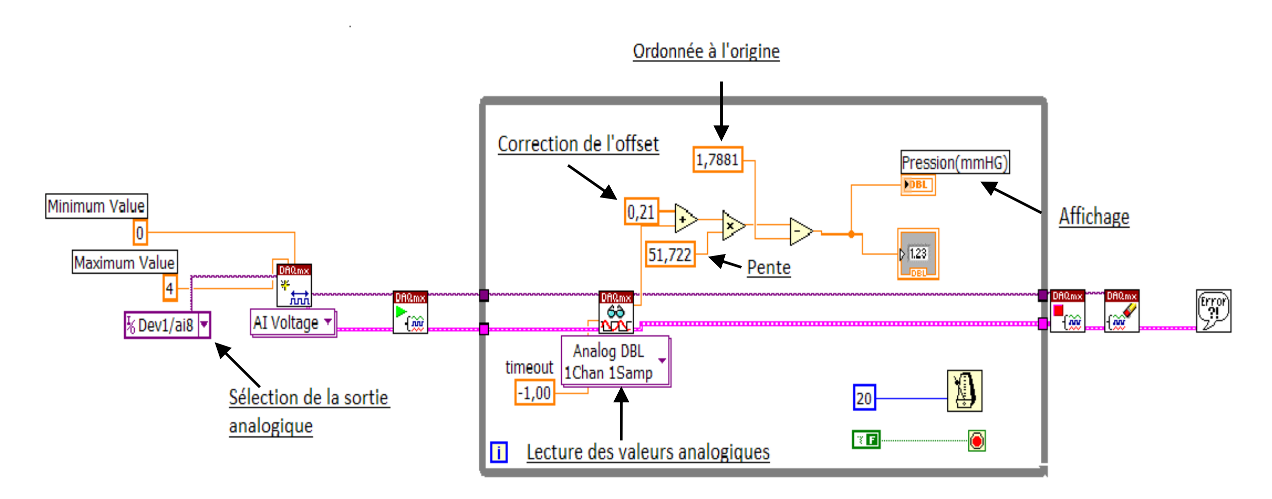


Figure 35. Boucle du capteur de pression dans bioreacteur.vi

Nous pouvons voir qu'après la lecture du signal du port de la carte d'acquisition correspondant au capteur de pression (AI8) il suffit de faire les calculs pertinents pour transformer le signal en volts qui arrive en mmHg. Pour commencer nous introduisions un facteur de correction pour mettre le niveau de pression à zéro quand le circuit est en repos. Après, grâce à la courbe d'étalonnage, nous transformons la tension que nous recevons en une valeur de pression par l'équation $P = 51{,}722 \cdot V - 1{,}7881 \; ou \; P = 50{,}593 \cdot V + 18{,}152$

selon la boîte amplificatrice utilisée avec P pression en mmHg et V tension en V. Nous avons donc finalement le résultat sous forme de valeur numérique et sous forme de graphique de pression en fonction du temps où nous pouvons apprécier si le signal que nous envoyons est bien celle qui se propage dans le circuit :

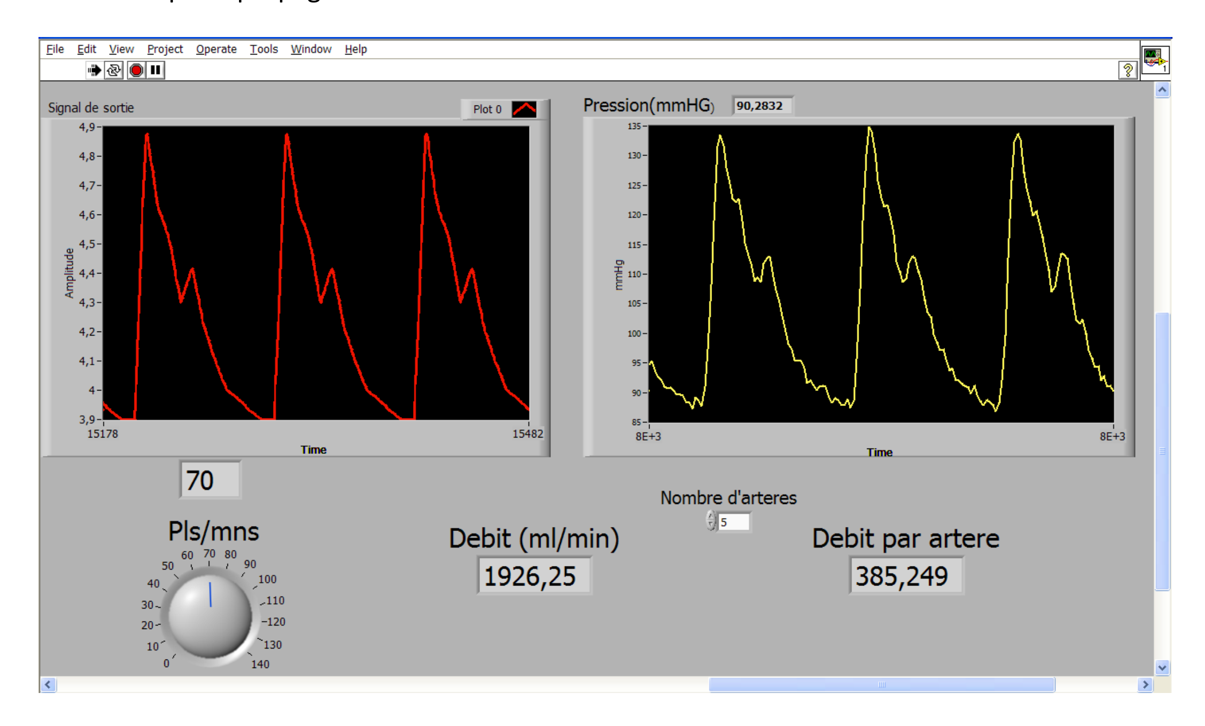


Figure 36. Visualisation des courbes de pression dans Labview

Nous pouvons observer sur cette image que la courbe de la pression est très près de celle du signal envoyé. Le signal qu'envoi le capteur de pression n'est pas exactement celle qui est montré car elle porte du bruit électromagnétique. Pour éviter ce bruit et arriver à cette courbe nous avons dû construire un filtre placé à la sortie du signal de la boîte amplificatrice. Les perturbations qui apparaissaient sont des perturbations d'haute fréquence donc nous avons construit le filtre de telle façon qu'il ne laisse passer que les basses fréquences :

avec $f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 1k\Omega \cdot 100nF} = 1591Hz$

Figure 37. Schéma d'un filtre analogique bas fréquence

Cette solution est provisoire puisque la linéarité du capteur de pression (relation tension-pression) est affectée.

4.1.7 Le capteur de niveau

Pour contrôler une fuite éventuelle et afin de pouvoir arrêter le fonctionnement du bioréacteur nous avons placé sur le bac de culture un capteur de niveau LLE 102000 (type 2) de Honeywell (la datasheet peut être trouvé en annexes). Le montage du capteur est le suivant :

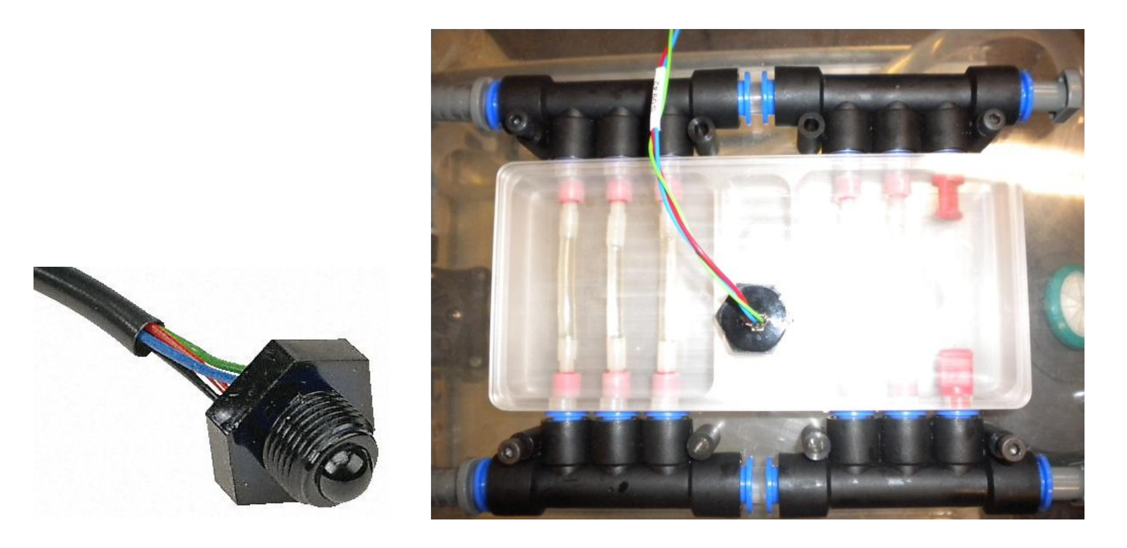


Figure 38. Capteur de niveau

Le fonctionnement de ce capteur est assez simple. Lorsqu'il ne détecte pas de liquide il envoie un signal continu de 5 volts et lorsqu'il entre en contact avec un fluide le signal descend aux 0 volts. Il suffit donc de construire une fonction sur Labview qui fait que lorsque le signal change de valeur le moteur est arrêté.

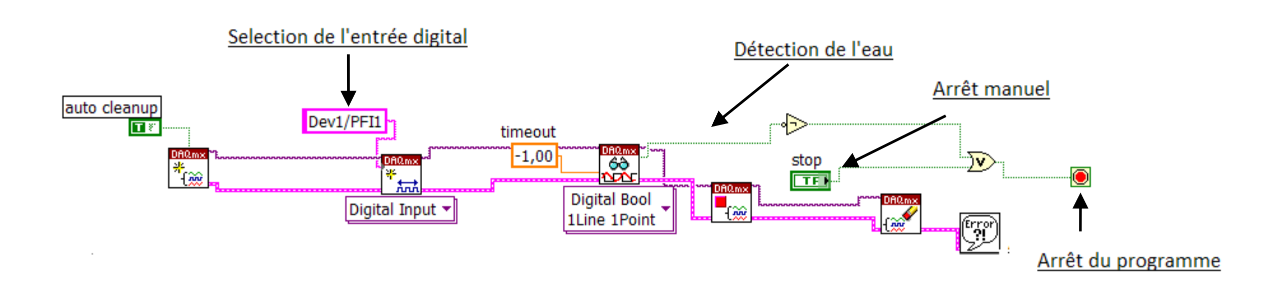


Figure 39. Code du capteur de niveau dans bioreacteur.vi

4.1.8 Les alimentations

Pour alimenter le prototype qui était monté lorsque nous avons commencé notre projet il y avait des grandes et vieilles alimentations de laboratoire :



Figure 40. Premières alimentations

L’avantage de ces alimentations est que comme elles ne sont pas à découpage nous n’avons pas de bruit électromagnétique induit dans nos signaux. Le désavantage était qu’elles ne marchaient pas très bien et donc elles ne fournissaient pas les 24 volts nécessaires pour alimenter le moteur, de plus elles sont très grandes pour le prototype final.

C’est à cause de ça que nous avons décidé de changer ces alimentations par des petites alimentations à découpage qui pouvaient aller jusqu’aux 27 volts de tension :

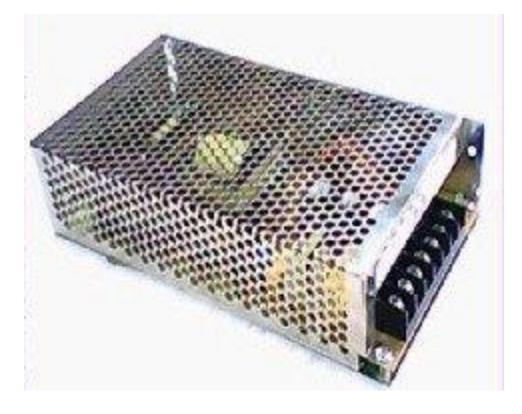


Figure 41. Alimentation à découpage

Même si ces sources de tension ont l'avantage de pouvoir aller jusqu'aux 27 volts (ce qui nous permet d'alimenter correctement le moteur et peut être contrôlé grâce au potentiomètre) et d'être assez petites nous avons décidé de les retirer puisqu'elles fabriquent énormément de perturbations dans nos signaux. Nous avons donc décidé de commander de nouvelles sources d'alimentation qui ne sont pas à découpage pour éviter le bruit :



Figure 42. Alimentation finale

De plus pour alimenter le circuit amplificateur du capteur de pression nous avons besoin de ± 10 jusque ± 15 volts. Nous avons donc réalisé deux diviseurs de tension qui s'alimentent à partir de la source de 24 volts et de celle de -24 volts pour atteindre la tension d'alimentation requise par la boîte amplificatrice :

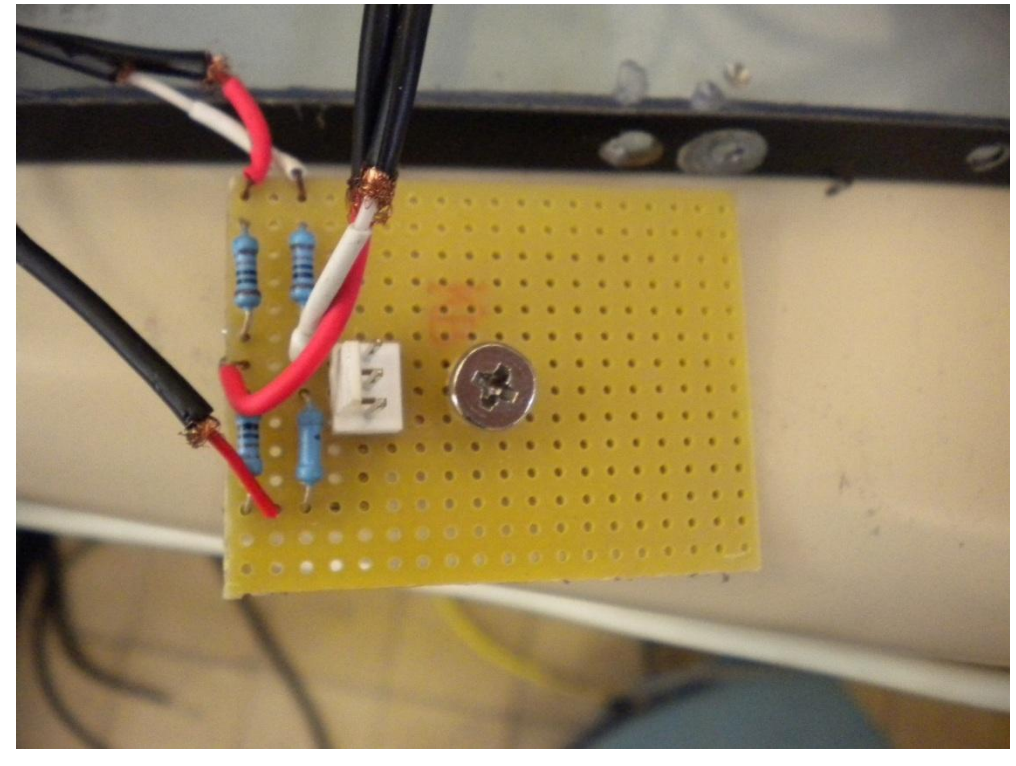


Figure 43. Diviseur de tension

Le fonctionnement d’un diviseur de tension est le suivant :

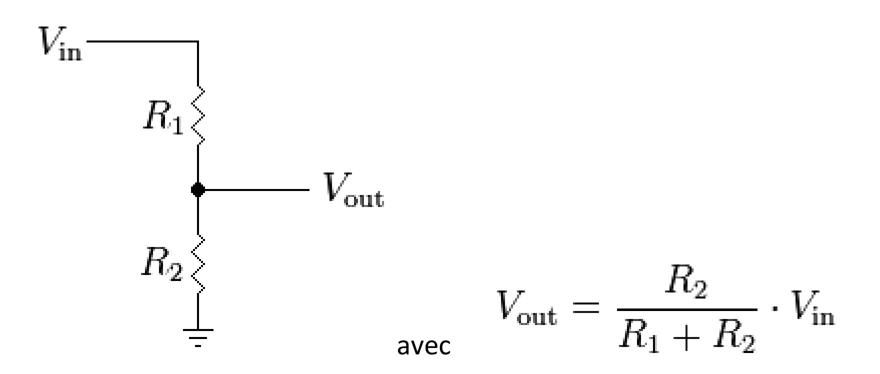


Figure 44. Schéma de fonctionnement d’un diviseur de tension

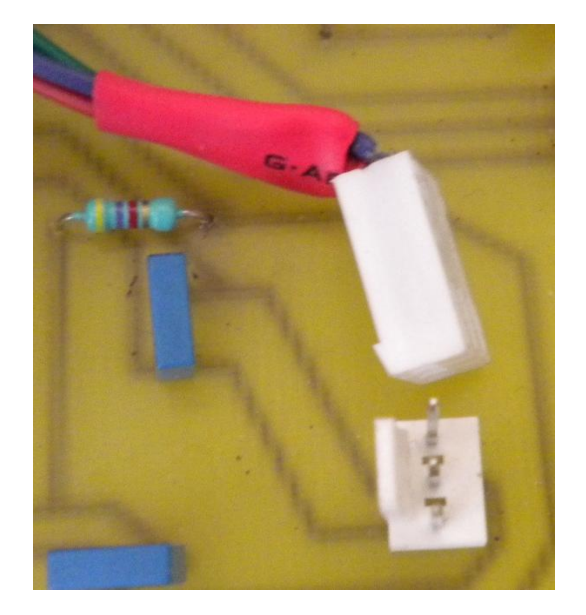
Donc si R1=R2 (1kOhm dans notre montage) nous avons que $V_{out} = \frac{1}{2} V_{in}$ et nous arrivons donc à des valeurs de tension acceptables pour alimenter notre boîte amplificatrice.

<u>4.1.9 Les pièces du circuit</u>

Pour la fabrication du circuit électronique nous avons utilisé des pièces d’électronique courantes comme des résistances ou des condensateurs bipolaires. Ces éléments ont été soudés directement sur le circuit imprimé et ils ont été choisis selon la conception du circuit amplificateur et les datasheet de chaque élément.

Nous avons aussi utilisé pour faciliter les connexions et déconnexions des éléments au circuit nous avons utilisé les éléments suivants :

- Des connecteurs rapides de 3 connexions (débitmètre, moteur, potentiomètre, capteur de niveau et capteur de pression) :



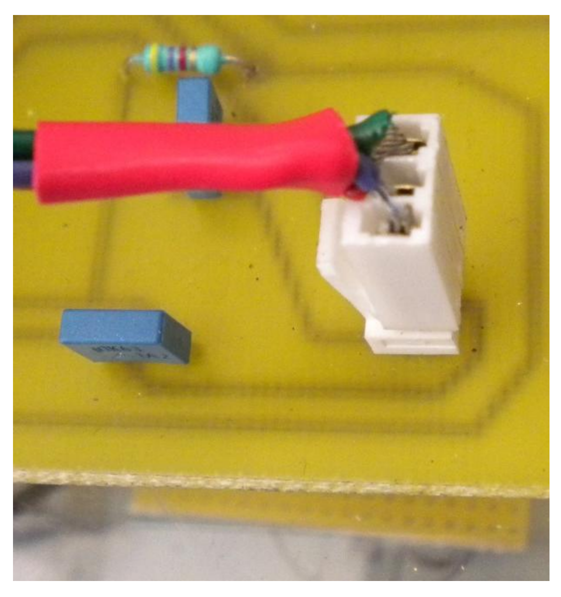


Figure 45. Connexions rapides de 3 voies

- Des connecteurs rapides de 14 connexions (connexion entre tous les éléments du circuit imprimé et la carte d'acquisition) :

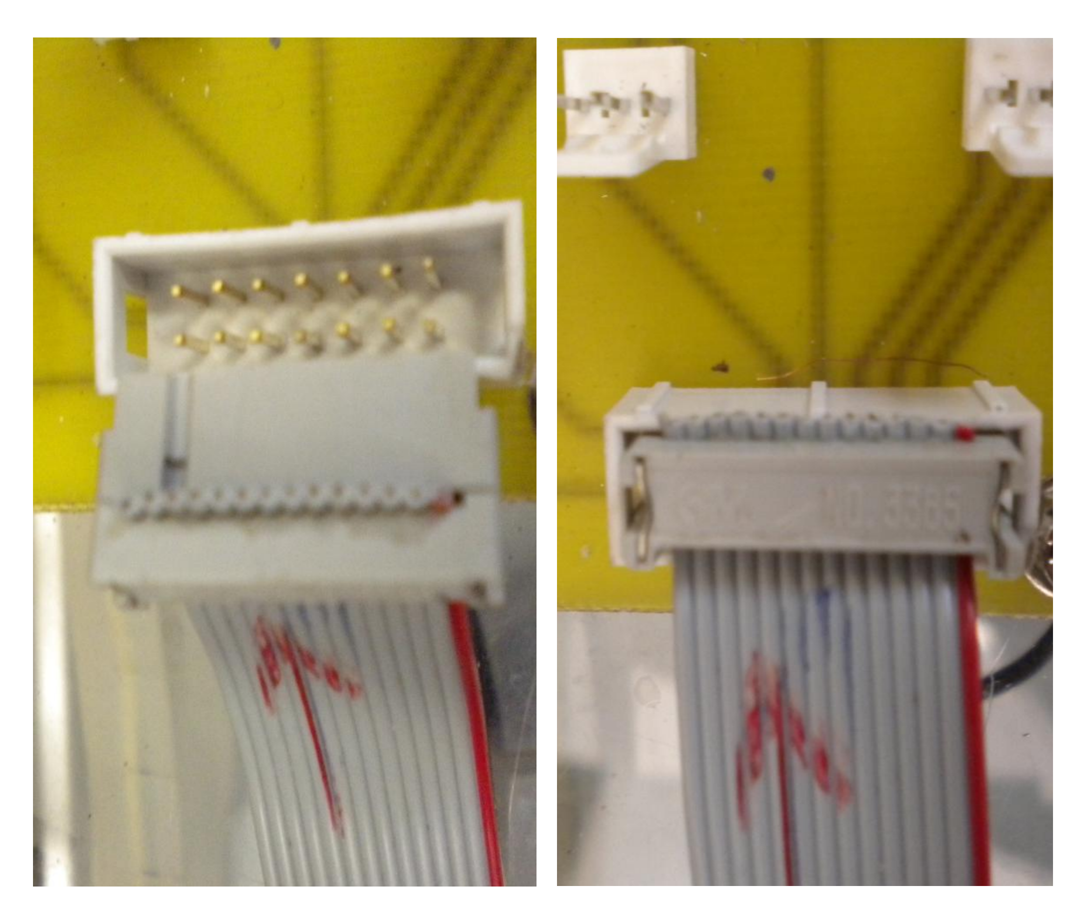


Figure 46. Connexions rapides de 14 voies

- Des cosses :

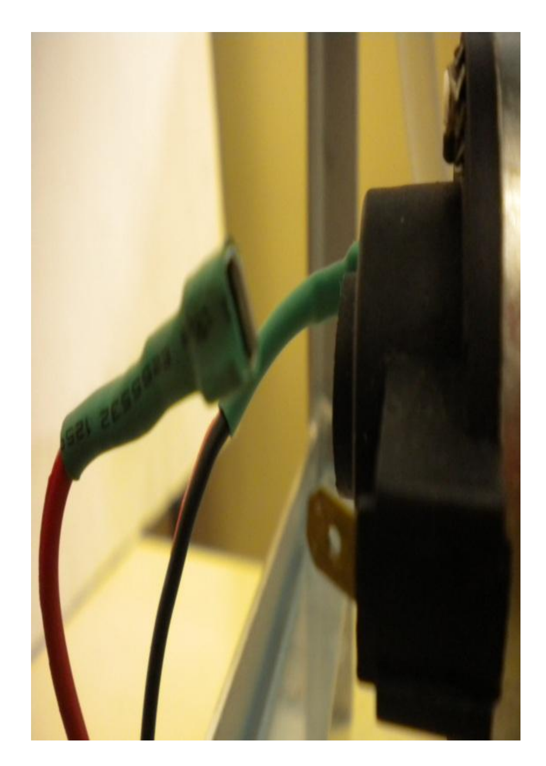
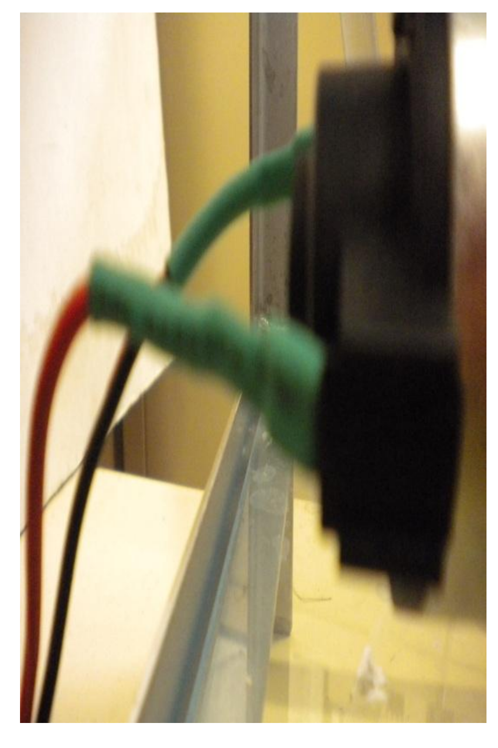



Figure 47. Cosses

Avec ces connecteurs nous assurons une majeure facilité pour la connexion mais aussi nous augmentons la fiabilité et nous donnons de la robustesse au système. Pour renforcer ces aspects nous avons aussi utilisé des câbles blindés qui isolent du bruit électromagnétique :



Figure 48. Câble blindé

Nous avons aussi utilisé des protections thermiques dans tous les câbles :

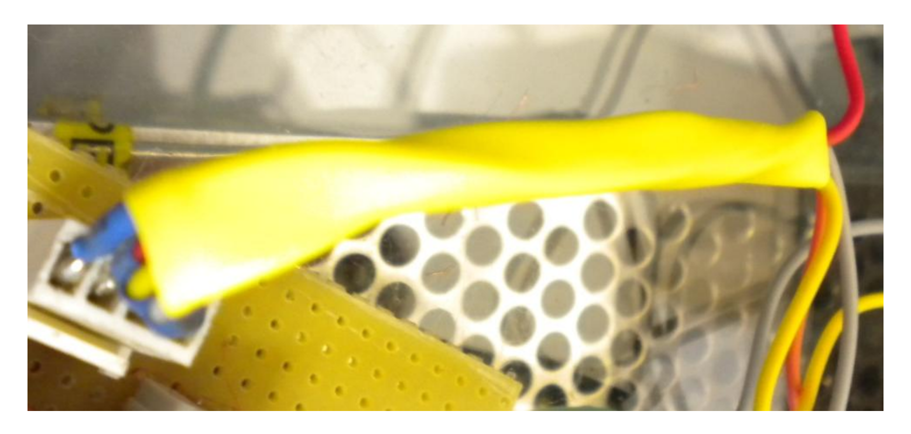


Figure 49. Protection thermique

Pour assurer une majeure fiabilité et robustesse à un élément sensible comme l'amplificateur qui chauffe beaucoup nous avons inclus un système de ventilation ainsi que de la patte thermique pour favoriser la transférée de chaleur :



Figure 50. Système de refroidissement de l'amplificateur

Finalement pour faciliter la manipulation de la partie électronique nous avons placé un bouton pour allumer ou éteindre l'électronique. Grâce à ce bouton nous pouvons éviter que le circuit soit allumé quand il n'est pas utilisé ce qui assure une plus longue durée de vie des éléments :

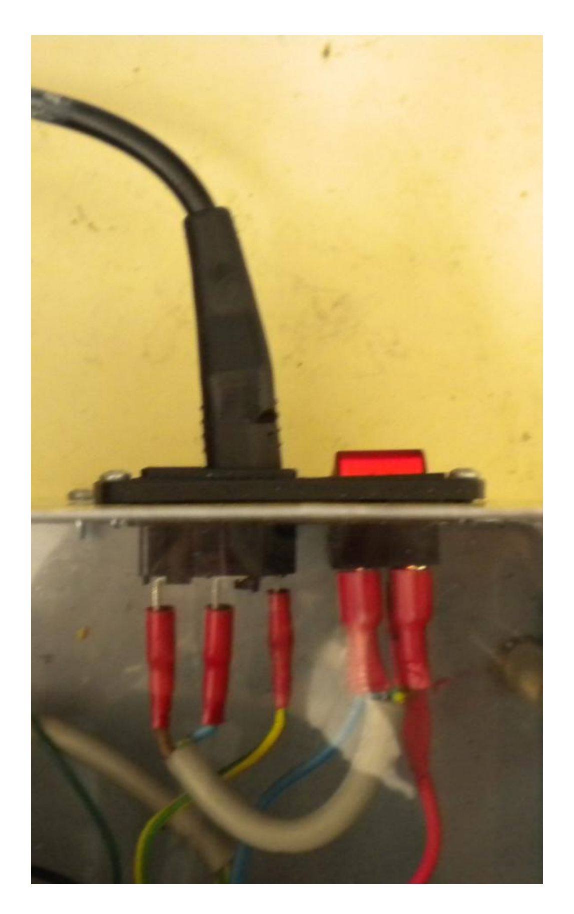


Figure 51. Bouton général

Nous pouvons donc conclure que le système électronique a été largement amélioré et fiabilisé grâce à de nombreuses modifications ainsi comme de nombreux essais. La robustesse de celui-ci a aussi augmenté fortement grâce à toutes les modifications incluses surtout au niveau des connexions des éléments et de la protection des signaux transférés.

4.2 Circuit hydraulique

Au début de notre projet il existait déjà un circuit hydraulique fonctionnel et un prototype théorique pour l'intégration de ce circuit dans l'armoire qui postérieurement sera introduite dans l'incubateur. De plus, toutes les pièces du circuit avaient déjà été choisies par l'élève antérieur. Le problème était que les seuls raccords rapides qui avaient été envisagés étaient ceux qui serviront à déconnecter le bac de culture. C'est pourquoi nous avons décidé de changer toutes les pièces du circuit hydraulique final pour faciliter son démontage à n'importe quel point de celui-ci.

4.2.1 Le réservoir

D'après de nombreux essais de réservoir nous avons conservé par l'instant le suivant :



Figure 52. Réservoir provisoire

Pour ce réservoir nous avions pensé au début que nous aurions des problèmes d'aspiration à cause du vortex formé qui de plus était favorisé para la forme ronde du réservoir. Pour éviter cela nous avons placé une grille qui se charge de casser le vortex :



Figure 53. Grille pour casser le vortex

Nous avons décidé de conserver ce réservoir provisoirement puisqu'il possède une taille parfaite pour l'armoire et aussi par la facilité qu'il offre pour le remplir.

4.2.2 Les connexions rapides

Pour faciliter la connexion et déconnexion du bac des artères et du réservoir afin de pouvoir les manipuler facilement sous la hotte nous avons inclus des connexions rapides zéro goutte :



Figure 54. Connexions rapides zéro goutte

Les caractéristiques importantes de ces connexions sont que sa température d'utilisation (-40 à +80°C) ainsi que sa pression maximale (8 bar à 25°C) rentrent dans les valeurs de manipulation.

4.2.3 Les connexions en T

Pour le circuit hydraulique nous avons besoin de plusieurs connexions en T. Pour faciliter les connexions de tuyaux à ces pièces nous avons choisi d'utiliser des raccords instantanés John Guest :



Figure 55. Connexion en T Jhon Guest

Ce type de raccord idéal pour le transfert de fluides alimentaires et la connexion se fait par simple insertion du tube, sans utilisation d'écrou ni de joint ce qui facilite la manipulation et assure l'étanchéité. De plus la rotation du tube est libre dans le raccord.

4.2.4 Les embouts

Pour faire la connexion entre les tubes et les pièces nous avons décidé par continuer toujours à utiliser le système de raccord instantané John Guest :



Figure 56. Embout Jhon Guest

La connexion rapide entre les tubes et les pièces du circuit hydraulique comme les raccords en T sont donc assurés par le système John Guest ainsi que son étanchéité.

4.2.5 Les bouchons

Comme nous avons fait pour les embouts, les bouchons sont aussi de raccord instantané John Guest pour assurer une connexion rapide avec les éléments du circuit hydraulique :



Figure 57. Bouchon Jhon Guest

4.2.6 Les vannes

Comme pour les éléments précédents nous avions choisi des vannes Jhon Guest grâce à ses raccords instantanés avec le reste d'éléments du circuit hydraulique:



Figure 58. Vanne Jhon Guest

Une fois montées les vannes nous nous sommes rendus compte qu'elles étaient difficile de manipuler puisque le réglage offert n'était pas très fin. C'est pourquoi nous avons décidé de les changer.

4.2.7 Les coudes de 90º

Pour éviter que les tubes se plient lors d'un changement de direction nous avons installé des coudes de 90º. Ces coudes sont aussi Jhon Guest pour faciliter le montage et démontage :



.

Figure 59. Coude de 90º Jhon Guest

4.2.8 Les filtres

Pour assurer une vidange et des prélèvements sans des agents contaminants nous avons inclus des filtres dans les zones où ces actions sont réalisées. Les filtres ont étés fournies par l'hôpital de Lille et donc ne présentent aucun problème de biocompatibilité :

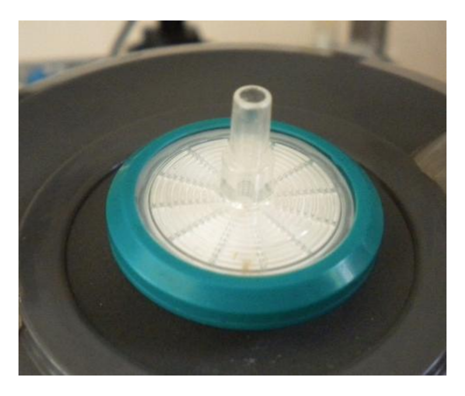


Figure 60. Filtre

4.2.9 La veine de visualisation

Pour pouvoir caractériser le fluide à la sortie de la pompe nous avons conçu une veine de visualisation. Cette veine a été conçue grâce à l'aide du logiciel CATIA. Elle doit être placée juste à la sortie de la pompe. Pour cela nous avons conçu la veine avec un côté mâle qui ira connecté directement à la pompe et un côté femelle auquel nous connecterons la pièce qui normalement communique la pompe et les tubes. De plus la veine à ses parois droites pour faciliter la visualisation et donc l'étude de l'écoulement.

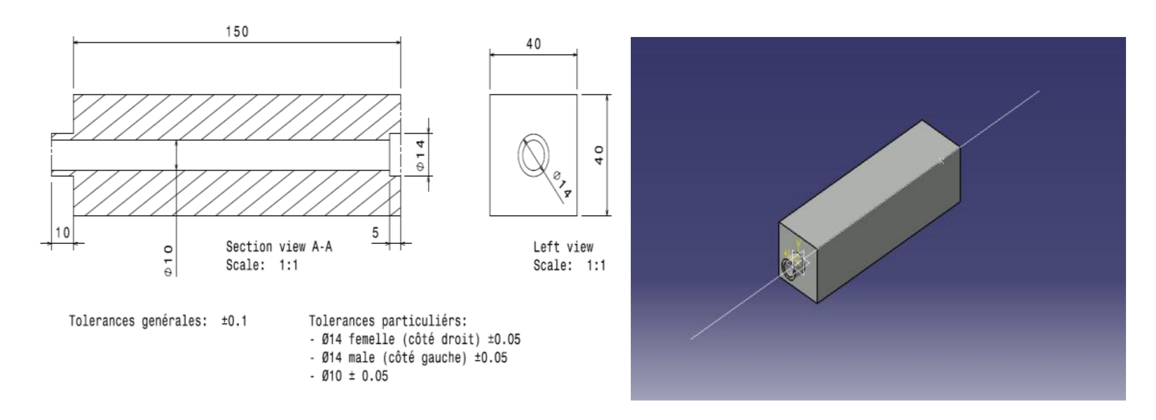


Figure 61. Schémas de la veine de visualisation

4.3 Disposition des éléments du bioréacteur

4.3.1 Les éléments électroniques

Comme nous l'avons expliqué avant les éléments électroniques ont une place fixe dans l'armoire qui dépend de sa fonction. Pour le débitmètre la seule exigence est d'être dans le circuit principal et non pas dans le by-pass, c'est pourquoi il a été placé comme envisagé théoriquement puisque c'est dans le deuxième étage qu'il y a plus de place libre.

Le capteur de pression reste aussi au deuxième étage comme il avait été envisagé. Il n'est plus avant la vanne du circuit by-pass puisque celui-ci a changé. De plus il a été déplacé vers l'avant pour être à côté de la porte puisque c'est à travers de lui que seront faits les prélèvements.

Pour le capteur de niveau la seule position où il peut être est sur le couvercle du bac des artères car sa seule fonction est de détecter une éventuelle fuite.

Le reste de la partie électronique est placé à l'extérieur de l'incubateur dans une boîte. Au début nous avons fabriqué une boîte provisionnelle avec une boîte d'ordinateur et 2 plaques de plexi:

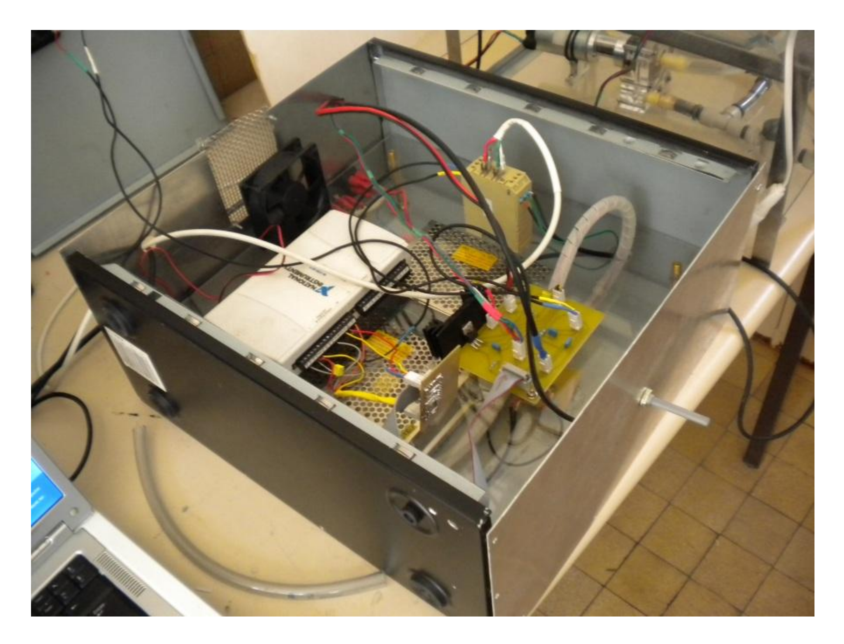


Figure 62. Boîte provisoire

Comme nous pouvons observer les sources d'alimentation étaient placé à l'étage inférieur et le reste de la partie électronique à l'étage supérieur. Pour bien faciliter sa réfrigération un ventilateur aspirait depuis le couvercle supérieur et juste dessous était placé l'amplificateur qui est l'élément avec la plus haute température du circuit. Un autre ventilateur était placé dans la partie arrière de la boîte pour expirer l'air de la boîte. Dans la partie arrière nous trouvons aussi un bouton avec lequel nous allumons ou nous éteignons tout le système. Finalement dans la partie avant nous pouvons voir le potentiomètre qui sert à varier l'alimentation du moteur et donc sa vitesse.

Pour apporter de la robustesse au système nous avons décidé de changer cette boîte par une autre beaucoup plus professionnelle. C'est pourquoi notre boîte n'a pas été finie (nous ne l'avons pas peinte par exemple). La nouvelle boîte est la suivante :

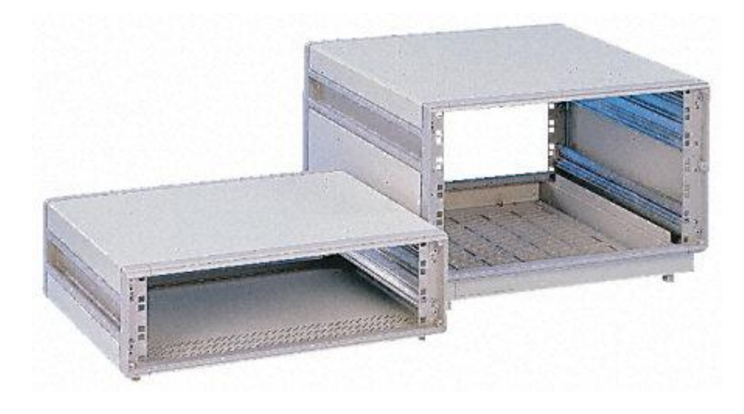


Figure 63. Boîte définitive

4.3.2 Le bac de culture

La localisation du bac de culture n'a pas été modifiée. Par contre une modification a été faite dans le support de ce bac. Nous avons décidé de couper le troisième étage en deux parties. Une première partie par laquelle montent les tubes qui sera fixe et une deuxième partie où sera placé le bac de culture et qui sera, grâce aux connexions rapides zéro goutte, transportables :

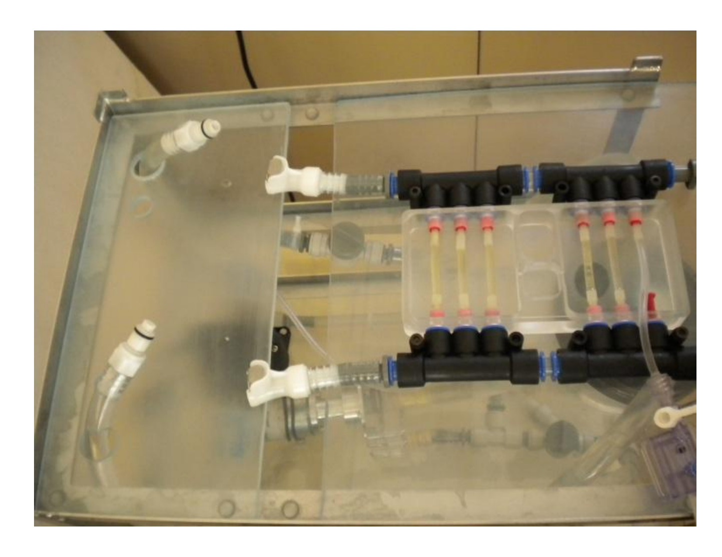


Figure 64. Division du troisième étage

De cette manière nous facilitons le travail sur le bac de culture. Comme il peut être retiré sans problèmes il peut être facilement manipulé sous la hôte. De plus, grâce aux connexions rapides zéro goutte, nous n'avons pas de fuites de liquide lors de la déconnexion du bac des artères et donc le troisième étage reste propre et facile à manipuler.

4.3.3 Le réservoir

La localisation du réservoir n'a pas changé mais quand même des améliorations pour celui-ci ont été ajoutées. Pour faciliter sa manipulation sous la hotte le deuxième étage a été divisé en deux comme le troisième. De cette manière, grâce aux connexions rapides zéro goutte, le réservoir peut facilement être retiré de l''incubateur pour sa manipulation.

4.3.4 Le circuit by-pass

La vanne du circuit by-pass était théoriquement localisée au deuxième étage laissant la pompe comme seul élément du premier étage. Cet étage restait donc assez vide et le deuxième assez chargé. De plus cette vanne restait derrière le réservoir et donc sa manipulation depuis la porte de l'incubateur était difficile. C'est pourquoi nous avons décidé de placer la vanne du by-pass dans le premier étage :

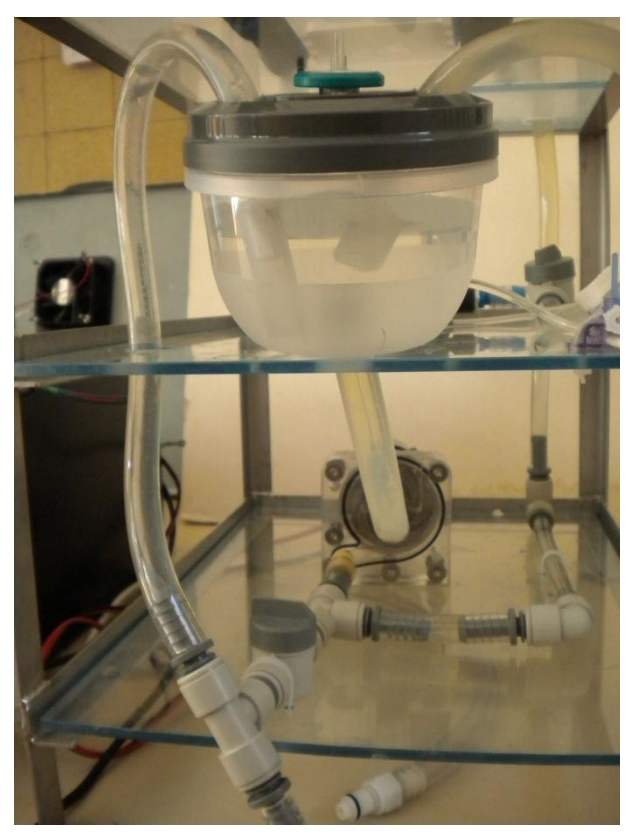


Figure 65. Circuit by-pass

4.3.5 Les prélèvements

Pour la réalisation des prélèvements nous utiliserons le capteur de pression, c'est pourquoi il a été placé à côté de la porte. Il suffit de connecter un tube avec un filtre et, avec la pompe en fonctionnement, tirer du cordon bleu en plastique.

4.3.6 La vidange

La vidange sera réalisée au même endroit qu'il était prévu théoriquement. La modification ajoutée est qu'au lieu d'être réalisée en retirant un bouchon, nous avons inclus une connexion rapide zéro goutte au bout d'un petit tube. D'autre part, nous avons un autre tube avec l'autre partie du raccord rapide. De cette manière, lorsque nous voulons réaliser la vidange, il suffit de connecter les deux parties et laisser vidanger par gravité.

Ce tube de vidange nous servira aussi si on veut vider le bac des artères une fois déconnecté.

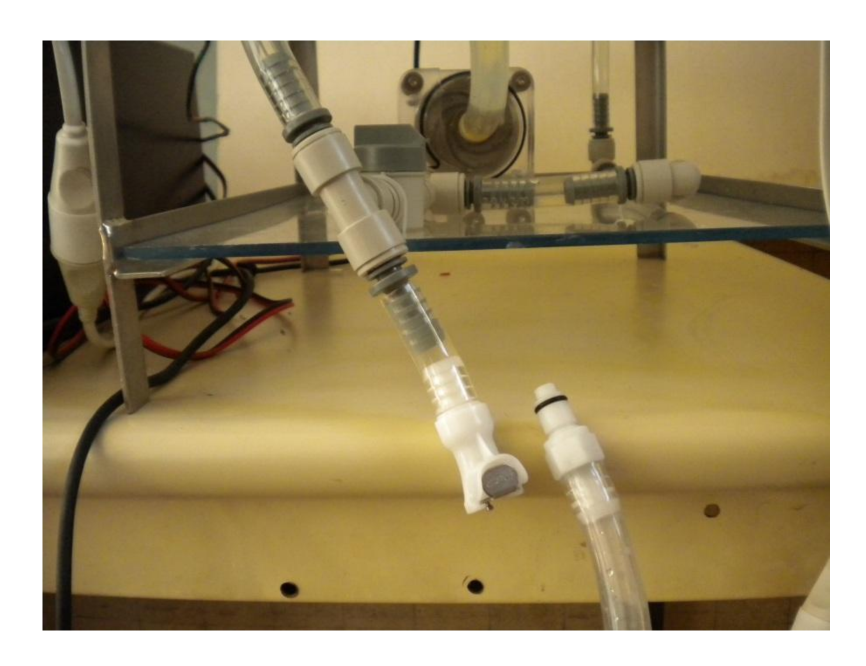


Figure 66. Système de vidange

5. Conclusions

5.1 Conclusions du projet

Tout au long de ce projet nous avons appris de nombreuses choses. Nous avons commencé par le domaine du logiciel Eagle pour la conception du circuit imprimé. Grâce à cette conception nous avons dû parler avec plusieurs entreprises chargées de la fabrication de circuits imprimés, demander des devis et faire des commandes. Cela nous a approchés un peu au monde des projets où il faut négocier avec des fournisseurs.

Nous avons tout de même apprit à utiliser le logiciel Catia. Ce logiciel est très utile pour concevoir des pièces de n'importe quelle forme par ordinateur et est un des logiciels les plus utilisés dans le monde industriel.

Le dernier logiciel que nous avons appris à utiliser est Labview. Nous avons appris un peu de programmation ce qui nous a suffi pour implémenter un capteur de niveau capable d'arrêter le programme en cas de fuite. Ce logiciel est aussi très utilisé dans le monde industriel pour de nombreuses applications.

Au niveau de la construction nous avons appris d'après de nombreuses erreurs l'importance de la robustesse et de la fiabilité du travail fait. Ceci a été surtout important au niveau des fils du circuit où nous avons appris à inclure des améliorations comme par exemple des protections thermiques.

Finalement ce projet nous a appris à être plus méthodiques grâce à la réalisation et utilisation d'un cahier de charges et d'un cahier de manipulations. C'est grâce à ça que nous savions ce que nous devions faire à chaque instant et ce que nous avions déjà fait. Nous pouvons donc dire que ce projet nous a rapprochés un peu au monde industriel au niveau technique et administratif.

5.2 Plan à poursuivre

Un premier bioréacteur a été construit et est fonctionnel pour réaliser des tests non biologiques. Il faudra donc pour l'avenir valider ce bioréacteur. Il faudra notamment valider les niveaux de pression au niveau du bac de culture artérielle en faisant attention à si toutes les artères reçoivent le même écoulement. Pour ceci nous pourrons par exemple essayer différents capteurs de pression en parallèle en différentes artères. Il faudra aussi assurer la biocompatibilité du montage lorsque le réservoir définitif sera trouvé. Une prise d'air filtrée devra aussi être placée pour assurer la vidange par gravité. Ainsi le système électronique devra être testé pour vérifier si sa durée de vie et supérieure à la durée des essais. Il faudra tout de même vérifier au niveau de la commande si le nombre de pulses par minute envoyé par Labview est bien celui que reçoivent les artères. Pour cela on pourra par exemple placer un capteur de pression au niveau d'une artère et avec l'oscilloscope vérifier sur un intervalle de 10 secondes si le nombre de pulses par minutes de Labview et le même que celui du capteur de pression. Finalement un nouveau système de contrôle de signal suggéré par Florent Ravelet pourra être envisagé pour éviter les problèmes liés à l'électronique concernant le système amplificateur.

6. Bibliographie

www.medexsupply.com

http://www.selectronic.fr/

www.radiospares-fr.rs-online.com

www.fisherscientific.com

http://www.ni.com/

http://www.datasheetcatalog.com/

http://www.digmesa.com/en/home-intro

http://honeywell.com/Pages/Home.aspx

http://www.wikipedia.org/

ANNEXES

Etalonnage du capteur de pression

Pour étalonner le capteur de pression nous avons utilisé le générateur de pression Paces 5000 capable de fournir une pression programmée. Nous connectons donc cette machine à notre capteur de pression puis celui-ci à une boîte amplificatrice. C'est important de noter quelle boîte amplificatrice est utilisée à chaque moment puisque le gain varie. La sortie de cette boîte est connectée à un voltmètre.

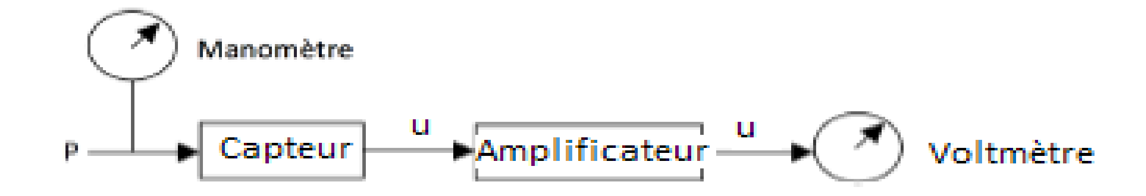


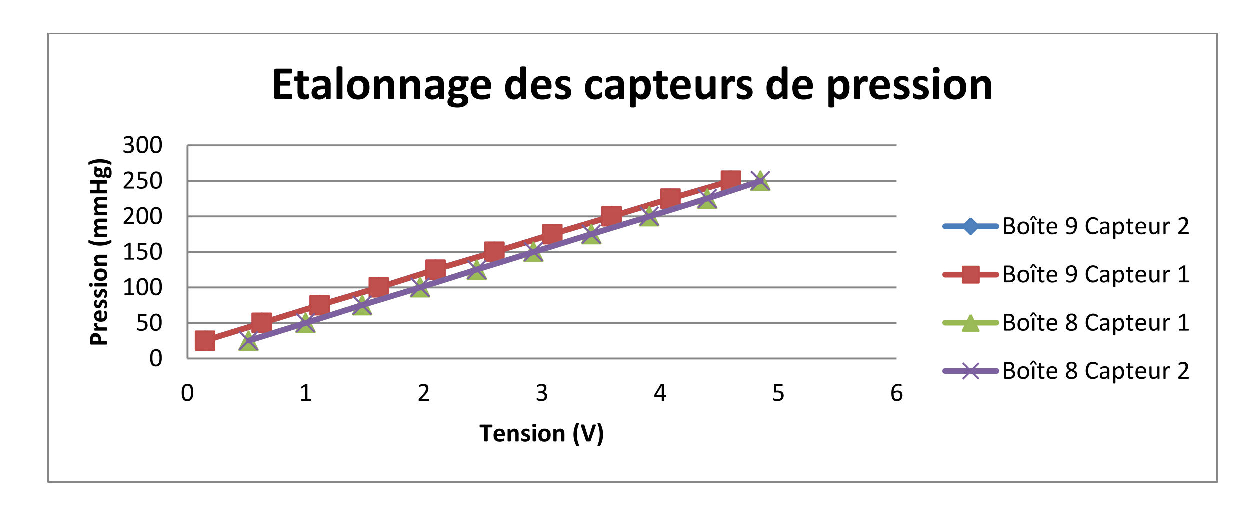
Schéma du montage pour l'étalonnage du capteur de pression

Nous faisons donc varier la pression puis nous notons la tension équivalente. Nous refaisons la même chose pour différentes pressions, puis pour différentes capteurs et différentes boîtes. Les résultats sont les suivants :

	Boîte 8		Boîte 9	
Capteur	**1**	**2**	**1**	**2**
Pression (mmHg)	**Tension (V)**	**Tension (V)**	**Tension (V)**	**Tension (V)**
offset	0,035	0,035	-0,034	-0,034
25	0,52	0,52	0,15	0,15
50	1	1	0,63	0,63
75	1,48	1,48	1,12	1,12
100	1,97	1,97	1,62	1,62
125	2,45	2,45	2,1	2,1
150	2,93	2,93	2,6	2,6
175	3,42	3,42	3,09	3,09
200	3,91	3,91	3,59	3,59
225	4,4	4,4	4,09	4,09
250	4,85	4,85	4,6	4,6

Tableau des valeurs de l'étalonnage des capteur de pression

Nous pouvons observer qu'il n'existe aucune différence entre les capteurs. Ceci est optimum pour le projet vu que les capteurs seront changés à l'hôpital et n'auront pas besoin d'être calibrés. Si nous représentons les résultats sous forme de graphique les résultats sont les suivants :



Courbe d'étalonnage du capteur de pression

Nous observons donc que les résultats s'ajustent bien à une droite ce qui peut être très bien intégré dans le code de Labview. Les courbes d'étalonnage sont donc les suivantes :

- Boîte 8:

$$P = 51{,}722 \cdot V - 1{,}7881$$

- Boîte 9:

$$P = 50{,}593 \cdot V + 18{,}152$$

Avec P la pression en mmHg et V la tension en V.

Etalonnage du débitmètre

Comme nous avons expliqué avant le débitmètre possède deux pales qui tournent avec le passage du liquide. Ce mouvement de pales est le responsable de créer les pulses du signal créneau que fournit le débitmètre. Le paramètre important pour étalonner le débitmètre est donc le nombre de pulses par litre. Si nous regardons la datasheet nous observons que le constructeur nous donne une valeur de 462 pulses/L.

Pour vérifier cette valeur nous faisons passer un litre d'eau dans le débitmètre puis grâce à l'oscilloscope nous comptons le nombre de fronts d'onde produits. Les résultats sont les suivants :

Essai	Pulses/L
1	465
2	463
3	459
4	458
5	458

Tableau des données pour l'étalonnage du capteur de débit

Nous pouvons donc faire une moyenne et nous obtenons 460,6 pulses/L soit 461 pulses/L pour Labview.

Caractérisation de la pompe

La procédure pour caractériser la pompe a déjà été expliquée avant, nous indiquons ici juste les résultats obtenus pour arriver aux courbes :

- Rpm moyen 3556 :

rpm	Débit (ml/min)	Pression (V)	Pression (mmHg)	Q similitude	P similitude
3500	4477	1,58	70,96783	4547,352857	73,21577093
3475	4295	1,706	76,62729	4393,877698	80,19606337
3491	4112	1,93	86,68855	4187,384704	89,89618317
3500	3917	2,186	98,18714	3978,552857	101,2972628
3520	3774	2,362	106,0924	3811,525568	108,2126937
3515	3644	2,47	110,9434	3685,467994	113,4827721
3540	3423	2,762	124,059	3437,504237	125,1125257
3600	3201	3,12	140,139	3160,9875	136,6574252
3600	2889	3,426	153,8834	2852,8875	150,060365
3610	2577	3,7	166,1905	2537,738227	161,165085
3615	2108	4,06	182,3604	2073,012448	176,3571499
3630	1106	4,656	209,1305	1083,14876	200,5780307
3630	455	4,97	223,2342	445,5991736	214,1049855

Tableau des données pour la caractérisation de la pompe pour une vitesse de rotation de 3556 rpm de moyenne

- Rpm moyen 3628 :

rpm	Débit (ml/min)	Pression (V)	Pression (mmHg)	Q similitude	P similitude
3566	4425	1,74	78,15444	4501,935	80,89572
3563	4242	1,97	88,4852	4319,387	91,74313
3575	4073	2,176	97,73797	4133,383	100,6574
3630	3982	2,384	107,0806	3979,806	106,9626
3637	3800	2,608	117,1418	3790,597	116,5628
3640	3631	2,88	129,3591	3619,03	128,5076
3650	3358	3,096	139,061	3337,76	137,3897
3640	3045	3,4	152,7156	3034,962	151,7103
3646	2668	3,72	167,0888	2654,828	165,4431
3654	2278	4,048	181,8214	2261,791	179,2431
3656	1600	4,494	201,8541	1587,746	198,774
3675	833	4,878	219,1019	822,3467	213,5335
3697	208	5,28	237,1583	204,1179	228,3884

Tableau des données pour la caractérisation de la pompe pour une vitesse de rotation de 3628 rpm de moyenne

- Rpm moyen 3666 :

rpm	Débit (ml/min)	Pression (V)	Pression (mmHg)	Q similitude	P similitude
3640	4620	1,68	75,45946	4651,731	76,49955
3630	4516	1,768	79,4121	4559,543	80,95085
3625	4386	1,94	87,13771	4434,397	89,07136
3645	4216	2,16	97,01931	4239,133	98,08691
3664	4034	2,43	109,1467	4035,101	109,2063
3660	3748	2,736	122,8911	3753,12	123,2271
3660	3501	2,968	133,3117	3505,783	133,6762
3660	3357	3,176	142,6543	3361,586	143,0444
3675	3149	3,368	151,2783	3140,431	150,4561
3685	2889	3,608	162,0582	2873,32	160,3038
3695	2434	4	179,6654	2414,238	176,7598
3690	1874	4,4	197,6319	1861,304	194,9631
3695	1158	4,784	214,8798	1148,598	211,4047
3695	533	5,104	229,253	528,6725	225,5455

Tableau des données pour la caractérisation de la pompe pour une vitesse de rotation de 3666 rpm de moyenne

- Rpm moyen 3207 :

rpm	Débit (ml/min)	Pression (V)	Pression (mmHg)	Q similitude	P similitude
3125	4035	1,27	57,04376	4160,2464	60,63999838
3150	3930	1,432	64,32021	4019,828571	67,2941658
3165	3839	1,56	70,0695	3908,138389	72,61605863
3185	3683	1,736	77,97478	3725,785243	79,79696082
3195	3514	1,928	86,59872	3543,695775	88,0685423
3200	3266	2,176	97,73797	3288,45375	99,08648849
3213	3045	2,488	111,7519	3053,529412	112,3788098
3225	2772	2,656	119,2978	2769,421395	119,0759722
3230	2433	2,88	129,3591	2426,973994	128,7190858
3240	2199	3,096	139,061	2186,783333	137,5201809
3248	1926	3,288	147,6849	1910,582512	145,3299992
3265	1353	3,576	160,6209	1335,181011	156,4179689
3249	221	4,14	185,9537	219,1634349	182,875877

Tableau des données pour la caractérisation de la pompe pour une vitesse de rotation de 3207 rpm de moyenne

- Rpm moyen 3292 :

rpm	Débit (ml/min)	Pression (V)	Pression (mbar)	Q similitude	P similitude
3250	4190	1,352	60,7269	4244,148	62,3066
3270	4060	1,528	68,63218	4087,315	69,55878
3270	3904	1,72	77,25612	3930,265	78,29915
3260	3761	1,88	84,44273	3797,918	86,10864
3275	3475	2,128	95,58199	3493,038	96,57686
3285	3241	2,368	106,3619	3247,906	106,8157
3290	2954	2,656	119,2978	2955,796	119,4429
3295	2733	2,848	127,9218	2730,512	127,6889
3300	2368	3,128	140,4983	2362,259	139,818
3311	2017	3,368	151,2783	2005,426	149,547
3315	1483	3,672	164,9328	1472,711	162,6521
3333	911	3,928	176,4314	899,7936	172,1175
3338	286	4,304	193,32	282,0587	188,0285

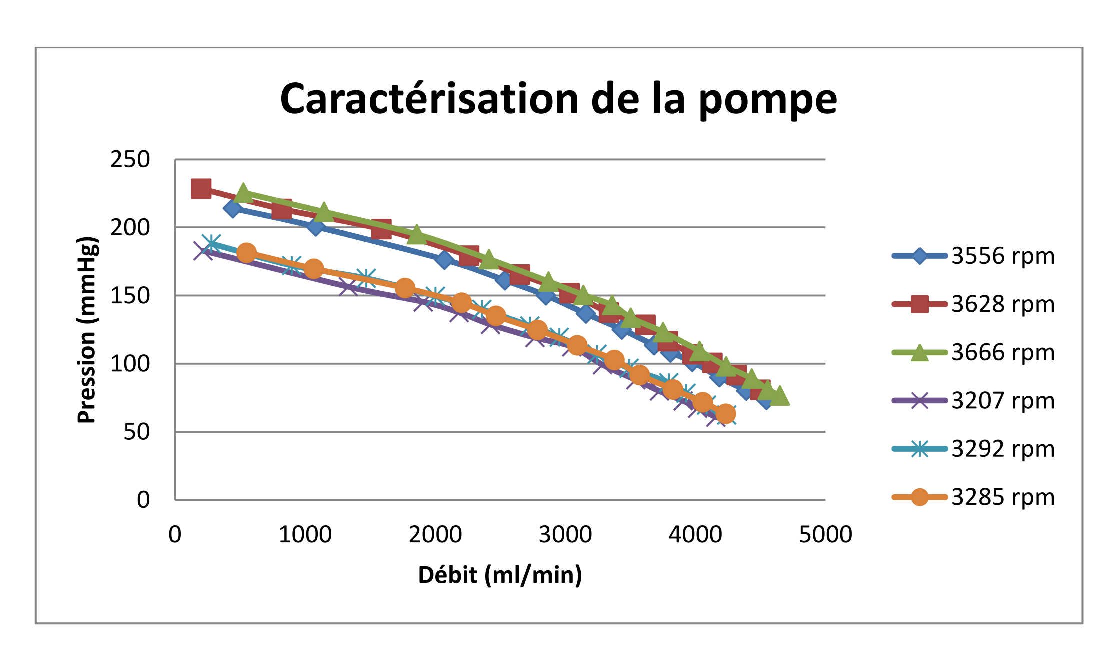
Tableau des données pour la caractérisation de la pompe pour une vitesse de rotation de 3292 rpm de moyenne

- Rpm moyen 3285 :

rpm	Débit (ml/min)	Pression (V)	Pression (mbar)	Q similitude	P similitude
3250	4190	1,376	61,80489	4235,123	63,14324
3255	4021	1,568	70,42883	4058,06	71,73304
3270	3813	1,79	80,40026	3830,491	81,13957
3290	3579	2,048	91,98868	3573,561	91,70929
3275	3370	2,272	102,0499	3380,29	102,6741
3275	3084	2,512	112,8299	3093,417	113,52
3280	2785	2,768	124,3284	2789,245	124,7078
3290	2472	3,016	135,4677	2468,243	135,0563
3295	2212	3,24	145,529	2205,287	144,647
3308	1783	3,512	157,7462	1770,603	155,5603
3315	1080	3,848	172,8381	1070,226	169,724
3320	559	4,128	185,4147	553,1069	181,5259

Tableau des données pour la caractérisation de la pompe pour une vitesse de rotation de 3285 rpm de moyenne

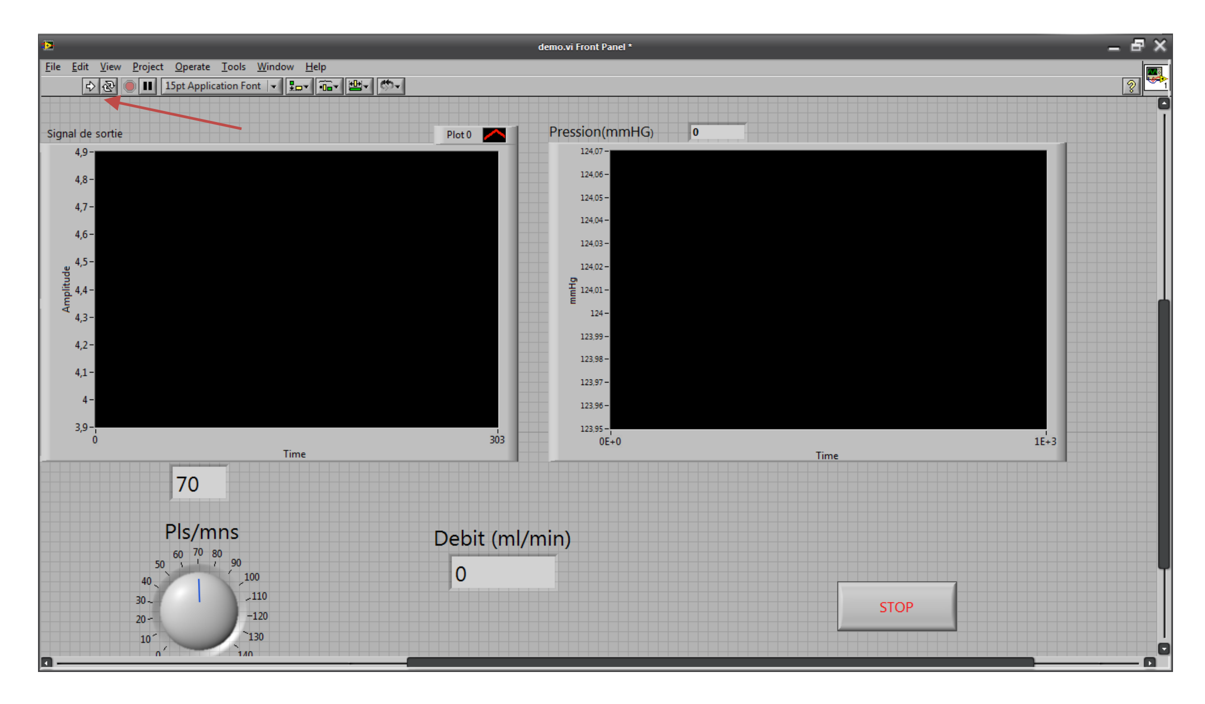
D'après ces résultats expérimentaux et comme nous l'avons déjà précisé nous obtenons les courbes suivantes :



Courbe de caractérisation de la pompe

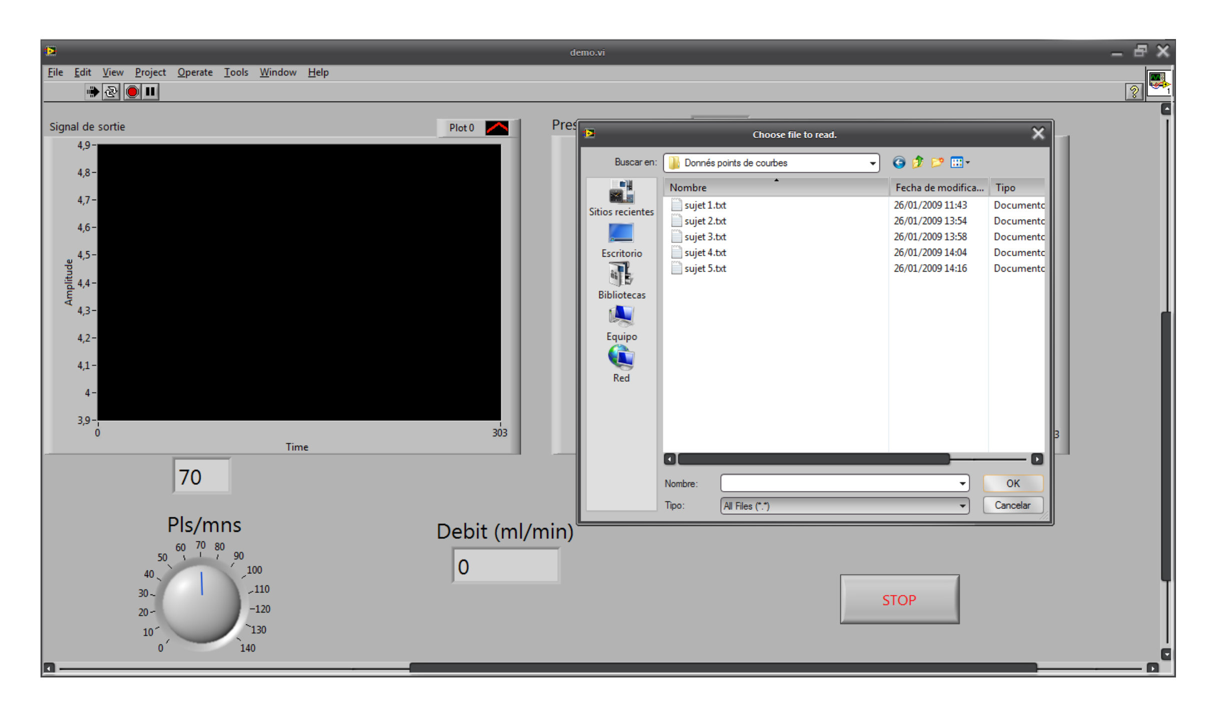
Manuel d’utilisation du système de commande

Une fois l’ordinateur démarré nous faisons double click sur l’icône nommé bioreacteur.vi pour lancer notre programme de Labview. Une fois que le programme est ouvert nous devons clicker du la flèche blanche de la barre supérieure :



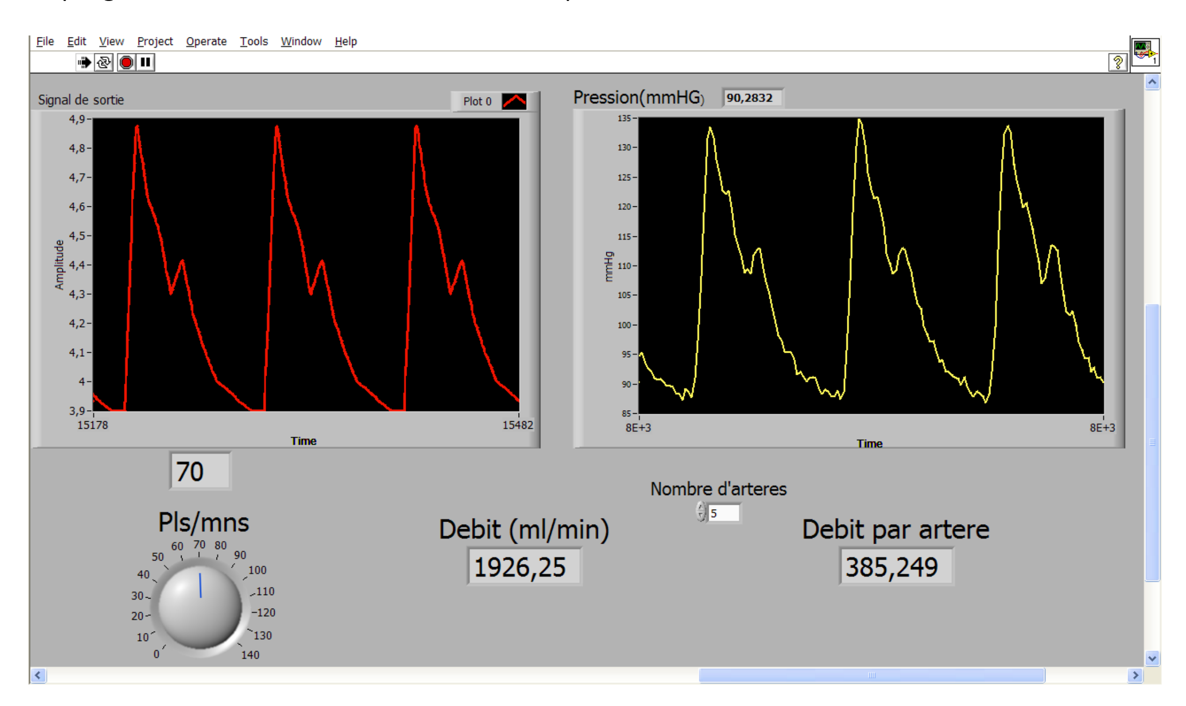
Fenêtre principale du programme

Une fenêtre s’ouvre et nous cherchons le fichier de points que nous voulons ouvrir dans son dossier correspondant :



Fenêtre avec le dossier des sujets

Le programme se met donc à marcher. Nous pouvons observer alors:



Fenêtre du programme en fonctionnement

- Une fenêtre à gauche avec le signal envoyé au moteur
- Une fenêtre à droite avec la courbe de pression fournie par le capteur de pression
- Sur la courbe de pression une boîte affiche la pression instantanée
- En bas à gauche nous pouvons contrôler le nombre de pulsations par minute
- Au milieu nous pouvons observer le débit en ml/min qui est calculé à partir de la moyenne de débit en 5 secondes.
- A côté nous pouvons choisir le nombre d’artères présentes sur le circuit ainsi que le débit unitaire circulant par chacune d’elles.
- En bas à droite il y a un bouton pour arrêter la pompe

D A T A S H E E T





EPI Arnite

Part number: 930-0501/V01

Digmesa AG, Keltenstrasse 31, CH–2563 Ipsach / Switzerland
Phone +41 (32) 332 77 77, Fax +41 (32) 332 77 88
www.digmesa.com

General Description

The EPI flowmeter is specifically suitable for fluid flow rate measurement of highly viscose media such as syrup, oil or detergent concentrates. Thanks to its special design and the epicycloid wheels, the EPI flowmeter is highly precise and allows extremely accurate flow measurement with minimal pressure loss.

Specific applications: Highly viscous media, high temperatures, high flow rates with low pressure loss and good chemical resistance.

Approvals / Standards

EN55014-1:00+A1:01+A2:02, EN61000-6-3:01+A11:04 , IEC61000-6-3:06(ed.2.0), EN61000-3-2:06, IEC61000-3-2:05(ed.3.0), EN61000-3-3:95+A1:01+A2:05, IEC61000-3-3:94+A1:01+A2:05(Cons.ed 1.2), EN55014-2:97+A1:01, EN61000-6-1:01, IEC61000-6-1:05(ed.2)

CE

Material:

Housing:	PBT 35% GF (Arnite)
Bearing pin:	Inox 1.4435 Aluminium oxide on request
O-ring:	FPM (Viton) EPDM on request
Turbine:	PEEK
Magnets:	NdFeB (Neodym) (not in contact with the medium)

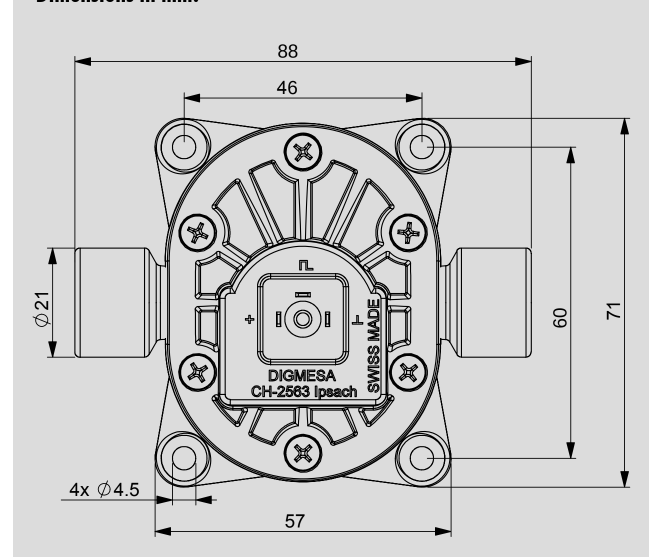
Technical data:

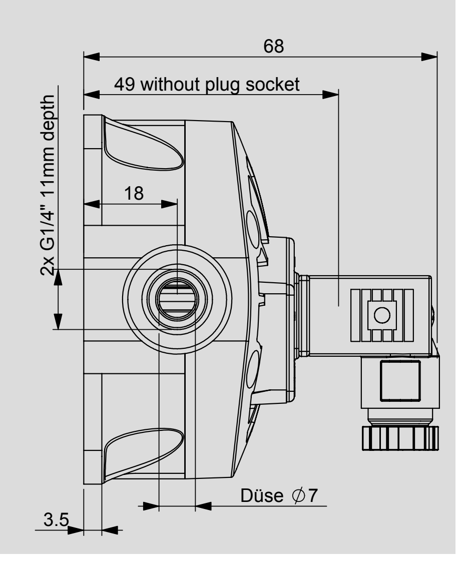
Flow rate:	0.06 - 16.0 l/min depending on viscosity
Measuring accuracy:	+/- 1.0% depending on viscosity
Repetition:	<+/- 0.25%
Temperature range:	-10°C to +65°C 14°F to 149°F
Pressure range:	10 bar at 20°C 145 psi /68°F
Mounting position:	Horizontal recommended
Nozzle size:	Ø 7.0 mm
Viscosity range:	approx. 5 - 8000 centistokes

Electrical connection ratings:

Power supply:	4.5–24 V DC
Consumption:	5 mA to max. 13 mA
Signal connection:	Open collector NPN
Signal voltage:	0 V GND
Signal load:	max. 20 mA
Leakage current:	max. 10 μA
Connections:	3-pin AMP 2.8 x 0.8 mm
Signal:	Square-wave output
Duty Cycle:	50% / ±3%

Dimensions in mm:





Included in the delivery:
3-pin solenoid socket
Item number: 941-0002/3

RESISTANCE

Special regulations which must be complied with by the flowmeter manufacturer apply to each country, e.g. CE, NSF, FDA and SK. The various media flowing through the flowmeter differ from application to application. You are advised to enquire with the medium manufacturer as to whether the entire installation and the flowmeter are resistant to the medium itself (see Material)!

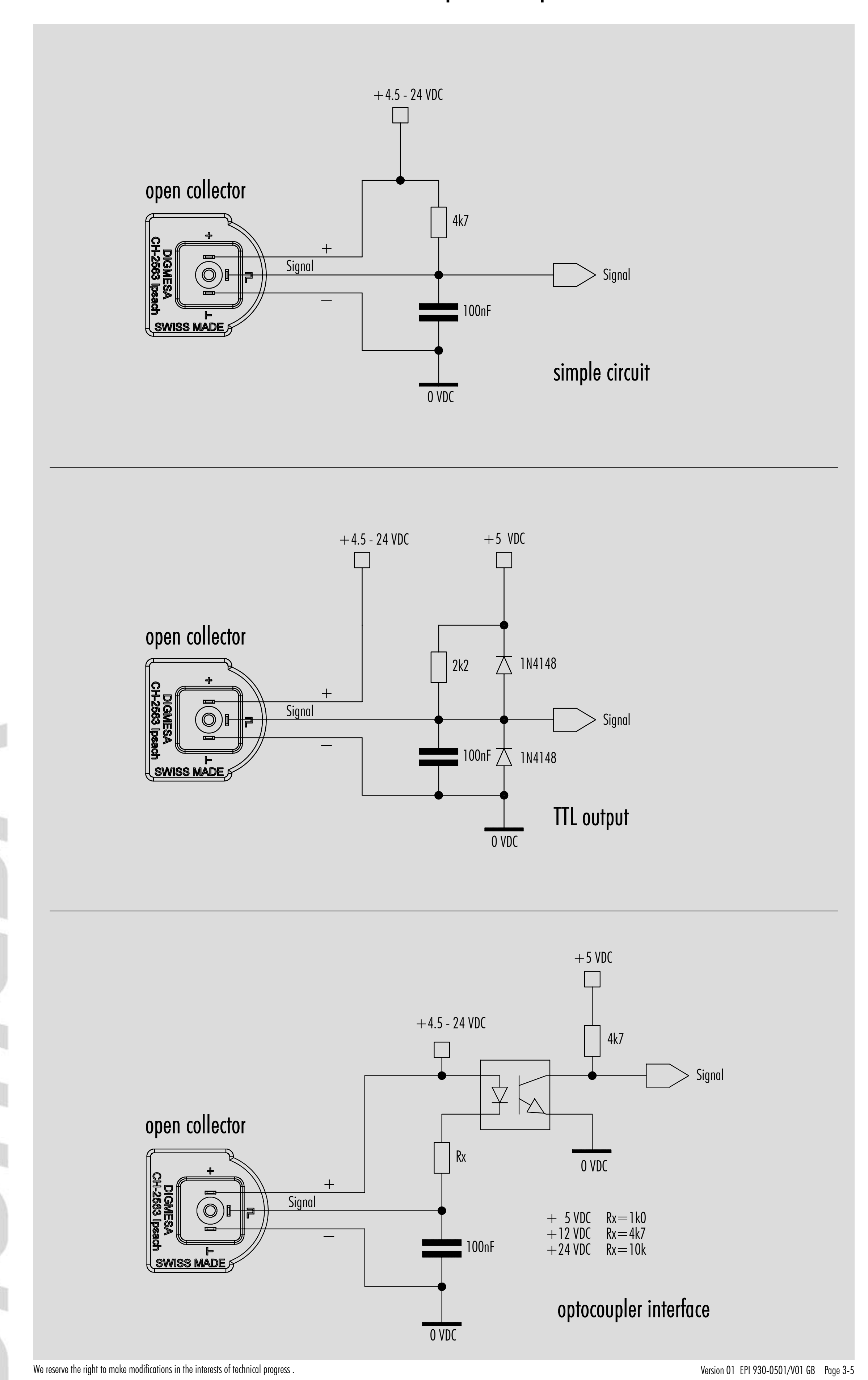
ELECTRONIC

DIGMESA electronic circuitry is always designed for operation with DIGMESA flowmeters. Please note the following if connecting to other electronic circuitry:

- The flowmeter does not supply an output voltage but switches the signal terminal to 0 V ground (actuated) or leaves it open (non-actuated)
- There must be a pull-up resistor between power supply + and signal depending on electronic circuitry!

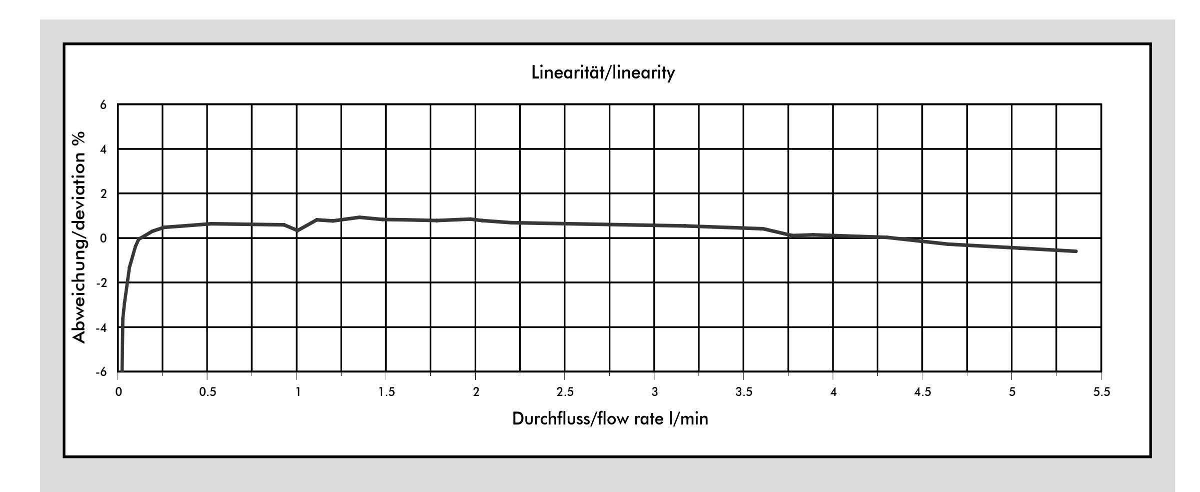
Digmesa AG, Keltenstrasse 31, CH–2563 Ipsach / Switzerland, Phone +41 (32) 332 77 77, Fax +41 (32) 332 77 88, www.digmesa.com

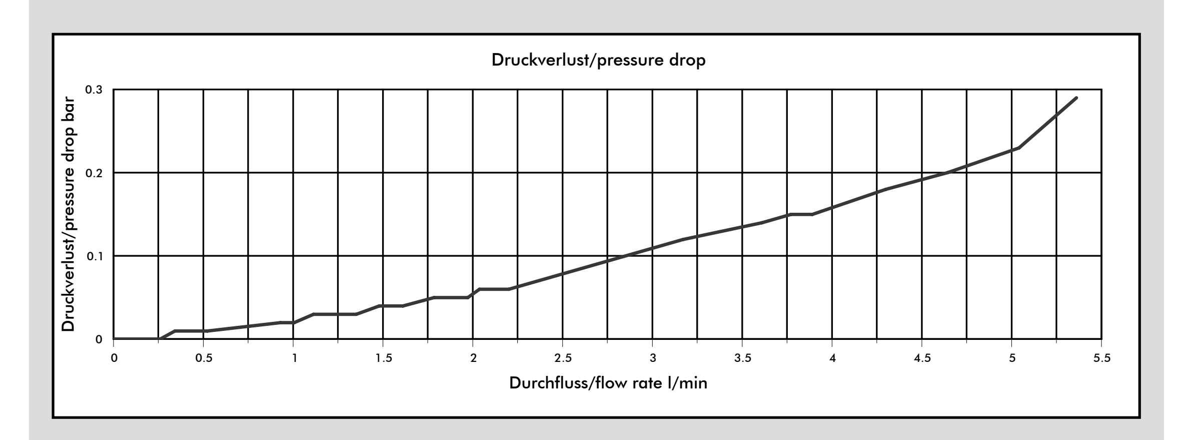
Interface Connection: Examples Open Collector



Digmesa AG, Keltenstrasse 31, CH–2563 Ipsach / Switzerland, Phone +41 (32) 332 77 77, Fax +41 (32) 332 77 88, www.digmesa.com

Measurement Curve EPI Ø7.00 mm





Medium for these linearity and pressure loss curves: Cola syrup (approx. 24 centistokes).

Nozzle size	Pulses/litre	g/pulse	min. flow rate in litres/min at Linear start	max. flow rate in litres/min	Pressure loss
Ø 7.00 mm	462	2.166	0.0653	5.35	0.29

The min. and max. flow rate and the pressure loss may vary depending on viscosity.

The values specified must be considered as approximate values.

The number of pulses per litre may differ depending on medium and installation.

We recommend to calibrate the number of pulses per litre in line with the complete installation.

MEASUREMENT TIPS

- Ensure that there is no fast-pulsatory movement of the media
- Ensure that there are no reverse pressure surges
- Ensure that there is no air in the system
- Note the mounting position of the flowmeter
- Min/max flow should be in the linear range of the selected flowmeter
- Clean the system at appropriate intervals
- Avoid electrical current peaks
- Incorrect cabling of power supply +, signal and ground will destroy the flowmeter
- Do not mechanically load electrical contacts
- Avoid moisture on the electrical contacts
- Avoid stray pick-up via the cable (Do not lay cables in parallel with high current loads)

Digmesa AG, Keltenstrasse 31, CH–2563 Ipsach / Switzerland, Phone +41 (32) 332 77 77, Fax +41 (32) 332 77 88, www.digmesa.com

Spare parts:

PT screws # 442-0420

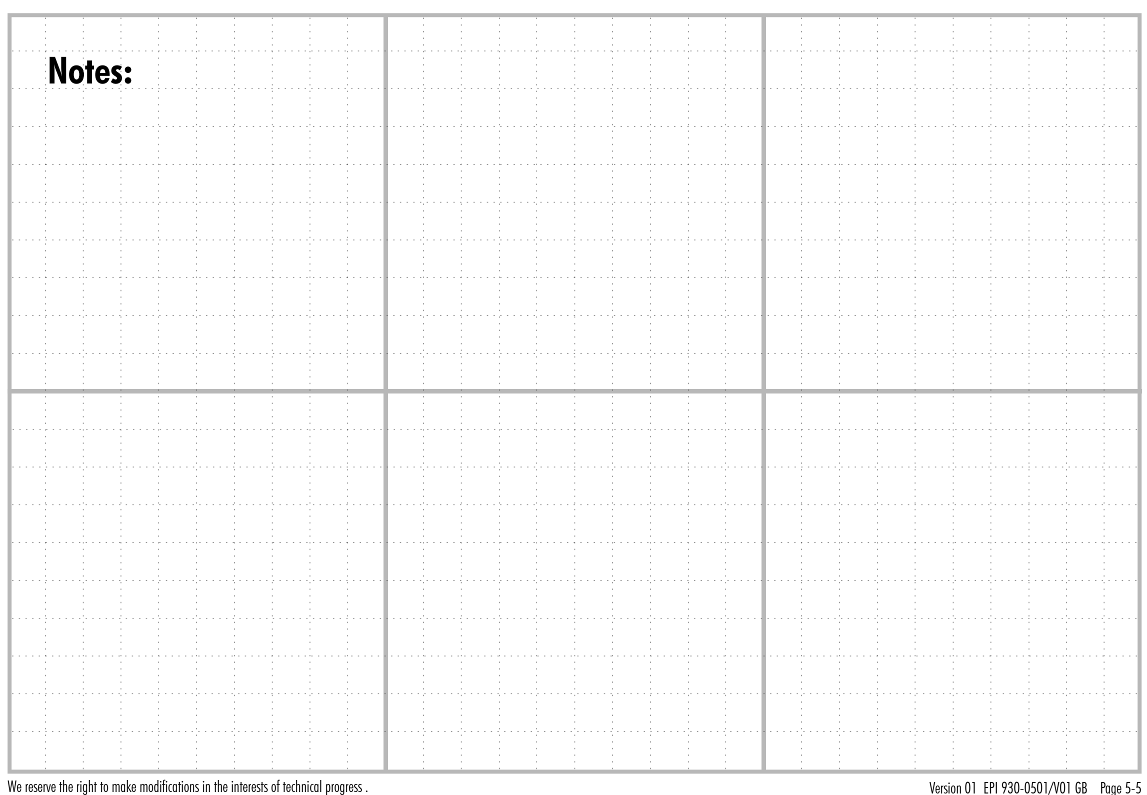
Upper section EPI Arnite # 530-0501

Turbine EPI 0° # 527-0901

Turbine EPI 5.6° # 527-0902

O-ring FPM (Viton) # 350-0931

Lower section EPI Arnite # 514-5501



Digmesa AG, Keltenstrasse 31, CH–2563 Ipsach / Switzerland, Phone +41 (32) 332 77 77, Fax +41 (32) 332 77 88, www.digmesa.com



May 1999

LM675
Power Operational Amplifier

General Description

The LM675 is a monolithic power operational amplifier featuring wide bandwidth and low input offset voltage, making it equally suitable for AC and DC applications.

The LM675 is capable of delivering output currents in excess of 3 amps, operating at supply voltages of up to 60V. The device overload protection consists of both internal current limiting and thermal shutdown. The amplifier is also internally compensated for gains of 10 or greater.

Features

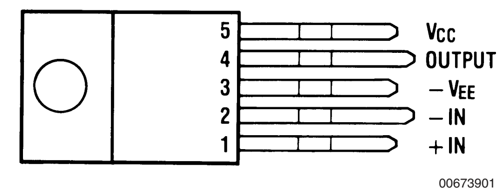
- 3A current capability
- A_{VO} typically 90 dB
- 5.5 MHz gain bandwidth product
- 8 V/µs slew rate
- Wide power bandwidth 70 kHz
- 1 mV typical offset voltage
- Short circuit protection
- Thermal protection with parole circuit (100% tested)
- 16V–60V supply range
- Wide common mode range
- Internal output protection diodes
- 90 dB ripple rejection
- Plastic power package TO-220

Applications

- High performance power op amp
- Bridge amplifiers
- Motor speed controls
- Servo amplifiers
- Instrument systems

Connection Diagram

TO-220 Power Package (T)

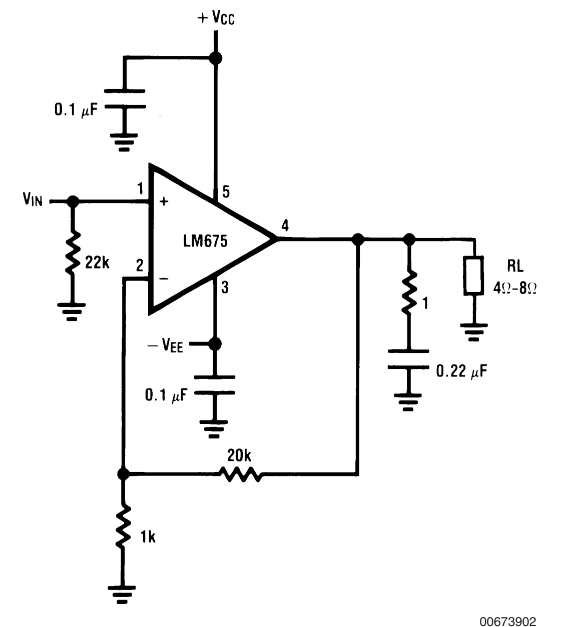


*The tab is internally connected to pin 3 ($-V_{EE}$)

Front View
Order Number LM675T
See NS Package T05D

Typical Applications

Non-Inverting Amplifier



 DS006739

Absolute Maximum Ratings (Note 1)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/ Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	±30V
Input Voltage	$-V_{EE}$ to V_{CC}
Operating Temperature	0˚C to +70˚C
Storage Temperature	−65˚C to +150˚C
Junction Temperature	150˚C
Power Dissipation (Note 2)	30W
Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)	260˚C

ESD rating to be determined.

Electrical Characteristics

V_S=±25V, T_A=25˚C unless otherwise specified.

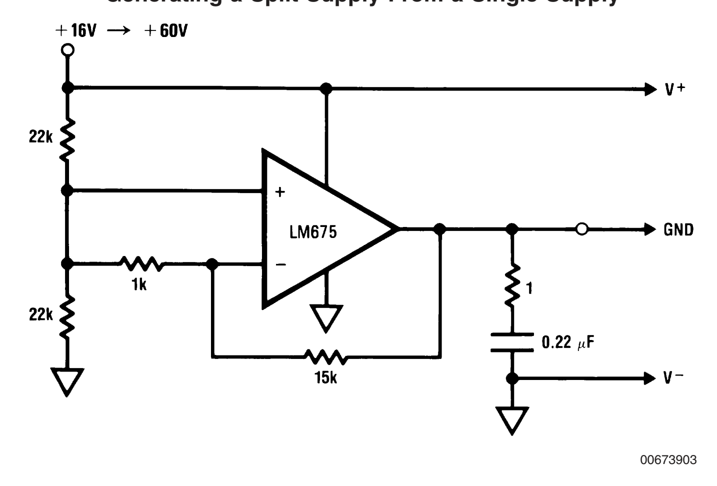
Parameter	Conditions	Typical	Tested Limit	Units
Supply Current	P_{OUT} = 0W	18	50 (max)	mA
Input Offset Voltage	V_{CM} = 0V	1	10 (max)	mV
Input Bias Current	V_{CM} = 0V	0.2	2 (max)	μA
Input Offset Current	V_{CM} = 0V	50	500 (max)	nA
Open Loop Gain	R_L = ∞Ω	90	70 (min)	dB
PSRR	ΔV_S = ±5V	90	70 (min)	dB
CMRR	V_{IN} = ±20V	90	70 (min)	dB
Output Voltage Swing	R_L = 8Ω	±21	±18 (min)	V
Offset Voltage Drift Versus Temperature	R_S < 100 kΩ	25		μV/˚C
Offset Voltage Drift Versus Output Power		25		μV/W
Output Power	THD = 1%, f_O = 1 kHz, R_L = 8Ω	25	20	W
Gain Bandwidth Product	f_O = 20 kHz, A_{VCL} = 1000	5.5		MHz
Max Slew Rate		8		V/μs
Input Common Mode Range		±22	±20 (min)	V

Note 1: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. Operating Ratings indicate conditions for which the device is functional, but do not guarantee specific performance limits. Electrical Characteristics state DC and AC electrical specifications under particular test conditions which guarantee specific performance limits. This assumes that the device is within the Operating Ratings. Specifications are not guaranteed for parameters where no limit is given, however, the typical value is a good indication of device performance.

Note 2: Assumes T_A equal to 70˚C. For operation at higher tab temperatures, the LM675 must be derated based on a maximum junction temperature of 150˚C.

Typical Applications

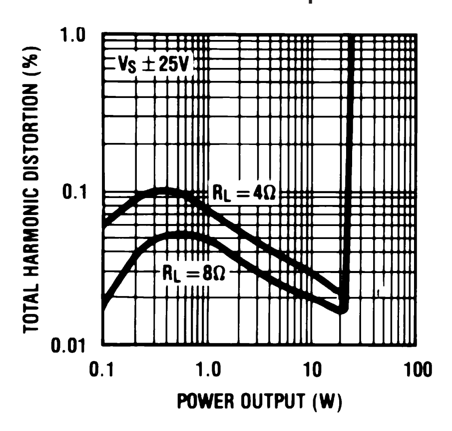
Generating a Split Supply From a Single Supply



V_S = ±8V → ±30V

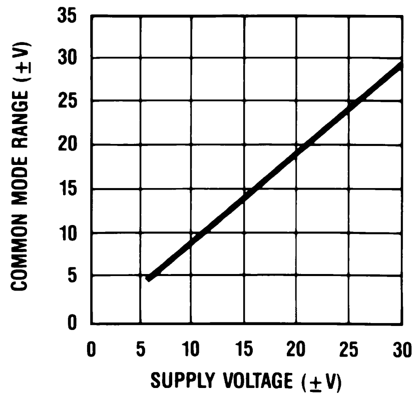
Typical Performance Characteristics

THD vs Power Output



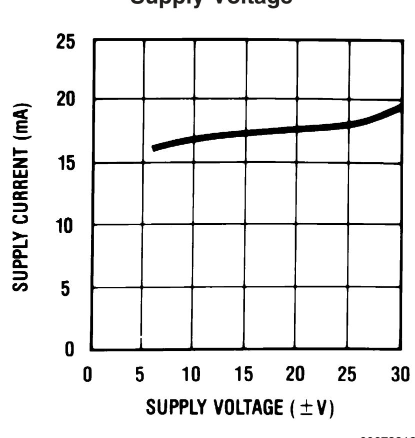
00673910

Input Common Mode Range vs Supply Voltage



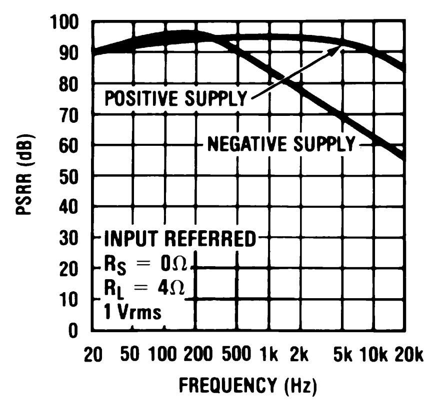
00673911

Supply Current vs Supply Voltage



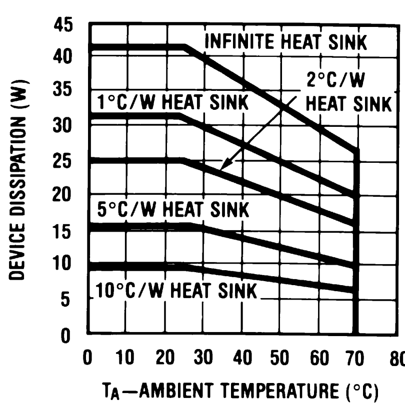
00673912

PSRR vs Frequency



00673913

Device Dissipation vs Ambient Temperature†

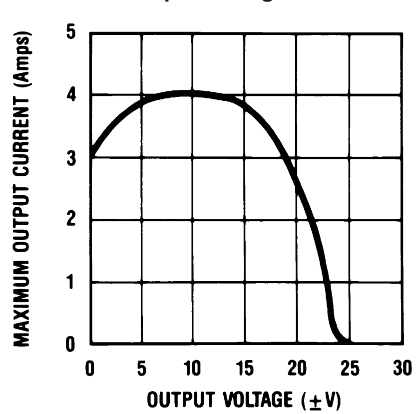


00673914

†θ INTERFACE = 1˚ C/W

See Application Hints.

Current Limit vs Output Voltage*

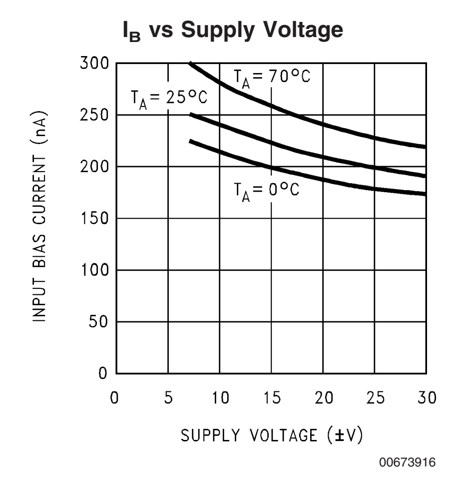


00673915

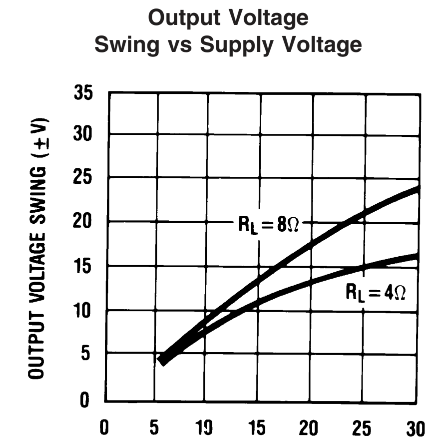
*V_S = ±25V

Typical Performance Characteristics (Continued)

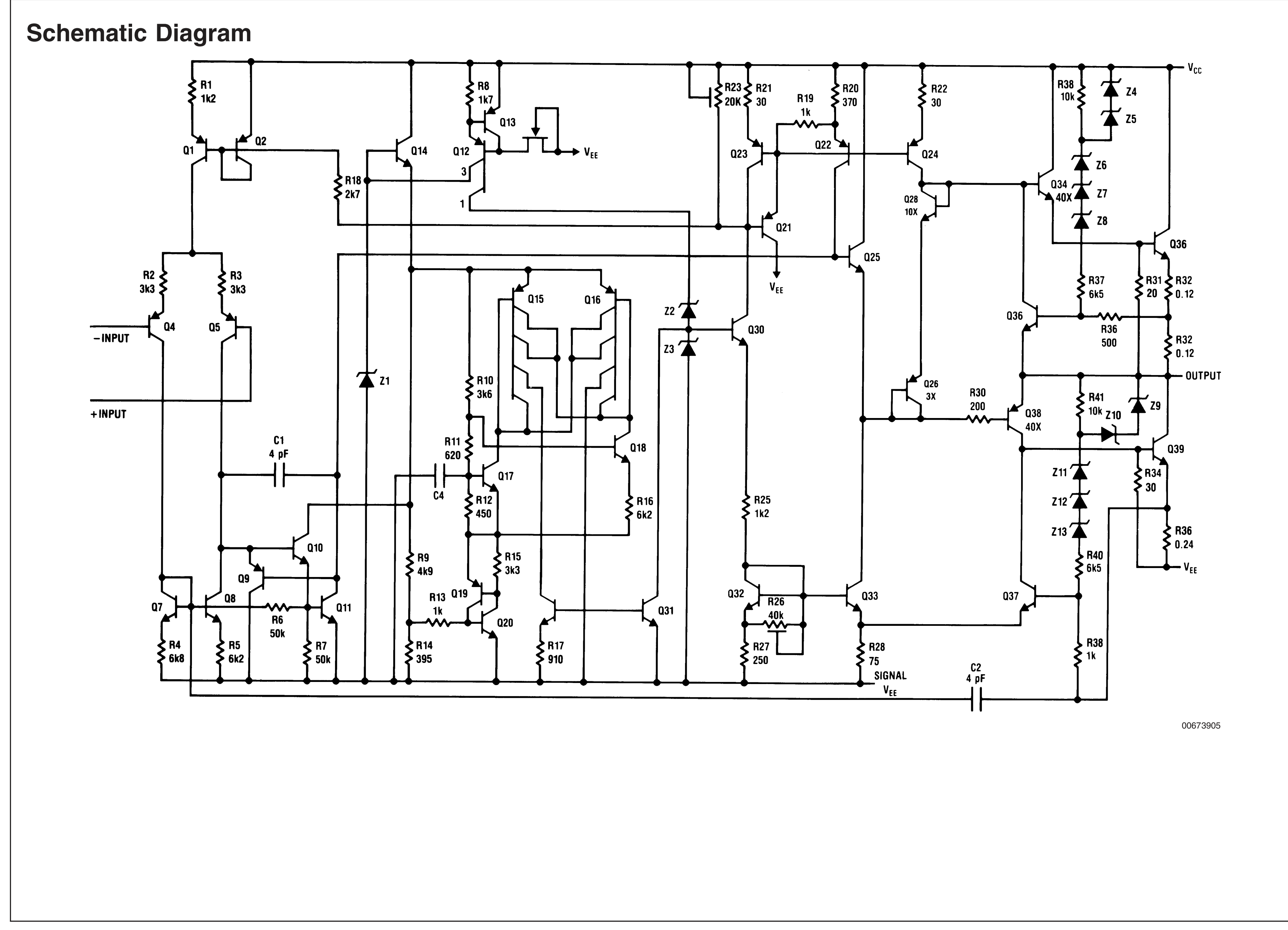
I_B vs Supply Voltage



Output Voltage Swing vs Supply Voltage



Schematic Diagram



Application Hints

STABILITY

The LM675 is designed to be stable when operated at a closed-loop gain of 10 or greater, but, as with any other high-current amplifier, the LM675 can be made to oscillate under certain conditions. These usually involve printed circuit board layout or output/input coupling.

When designing a printed circuit board layout, it is important to return the load ground, the output compensation ground, and the low level (feedback and input) grounds to the circuit board ground point through separate paths. Otherwise, large currents flowing along a ground conductor will generate voltages on the conductor which can effectively act as signals at the input, resulting in high frequency oscillation or excessive distortion. It is advisable to keep the output compensation components and the 0.1 µF supply decoupling capacitors as close as possible to the LM675 to reduce the effects of PCB trace resistance and inductance. For the same reason, the ground return paths for these components should be as short as possible.

Occasionally, current in the output leads (which function as antennas) can be coupled through the air to the amplifier input, resulting in high-frequency oscillation. This normally happens when the source impedance is high or the input leads are long. The problem can be eliminated by placing a small capacitor (on the order of 50 pF to 500 pF) across the circuit input.

Most power amplifiers do not drive highly capacitive loads well, and the LM675 is no exception. If the output of the LM675 is connected directly to a capacitor with no series resistance, the square wave response will exhibit ringing if the capacitance is greater than about 0.1 µF. The amplifier can typically drive load capacitances up to 2 µF or so without oscillating, but this is not recommended. If highly capacitive loads are expected, a resistor (at least 1Ω) should be placed in series with the output of the LM675. A method commonly employed to protect amplifiers from low impedances at high frequencies is to couple to the load through a 10Ω resistor in parallel with a 5 µH inductor.

CURRENT LIMIT AND SAFE OPERATING AREA (SOA) PROTECTION

A power amplifier's output transistors can be damaged by excessive applied voltage, current flow, or power dissipation. The voltage applied to the amplifier is limited by the design of the external power supply, while the maximum current passed by the output devices is usually limited by internal circuitry to some fixed value. Short-term power dissipation is usually not limited in monolithic operational power amplifiers, and this can be a problem when driving reactive loads, which may draw large currents while high voltages appear on the output transistors. The LM675 not only limits current to around 4A, but also reduces the value of the limit current when an output transistor has a high voltage across it.

When driving nonlinear reactive loads such as motors or loudspeakers with built-in protection relays, there is a possibility that an amplifier output will be connected to a load whose terminal voltage may attempt to swing beyond the power supply voltages applied to the amplifier. This can cause degradation of the output transistors or catastrophic failure of the whole circuit. The standard protection for this type of failure mechanism is a pair of diodes connected between the output of the amplifier and the supply rails. These are part of the internal circuitry of the LM675, and needn't be added externally when standard reactive loads are driven.

THERMAL PROTECTION

The LM675 has a sophisticated thermal protection scheme to prevent long-term thermal stress to the device. When the temperature on the die reaches 170˚C, the LM675 shuts down. It starts operating again when the die temperature drops to about 145˚C, but if the temperature again begins to rise, shutdown will occur at only 150˚C. Therefore, the device is allowed to heat up to a relatively high temperature if the fault condition is temporary, but a sustained fault will limit the maximum die temperature to a lower value. This greatly reduces the stresses imposed on the IC by thermal cycling, which in turn improves its reliability under sustained fault conditions. This circuitry is 100% tested without a heat sink.

Since the die temperature is directly dependent upon the heat sink, the heat sink should be chosen for thermal resistance low enough that thermal shutdown will not be reached during normal operaton. Using the best heat sink possible within the cost and space constraints of the system will improve the long-term reliability of any power semiconductor.

POWER DISSIPATION AND HEAT SINKING

The LM675 should always be operated with a heat sink, even though at idle worst case power dissipation will be only 1.8W (30 mA x 60V) which corresponds to a rise in die temperature of 97˚C above ambient assuming θ_{jA} = 54˚C/W for a TO-220 package. This in itself will not cause the thermal protection circuitry to shut down the amplifier when operating at room temperature, but a mere 0.9W of additional power dissipation will shut the amplifier down since T_J will then increase from 122˚C (97˚C + 25˚C) to 170˚C.

In order to determine the appropriate heat sink for a given application, the power dissipation of the LM675 in that application must be known. When the load is resistive, the maximum average power that the IC will be required to dissipate is approximately:

$$P_{D\,(MAX)} \approx \frac{V_S^2}{2\pi^2 R_L} + P_Q$$

where V_S is the total power supply voltage across the LM675, R_L is the load resistance and P_Q is the quiescent power dissipation of the amplifier. The above equation is only an approximation which assumes an "ideal" class B output stage and constant power dissipation in all other parts of the circuit. As an example, if the LM675 is operated on a 50V power supply with a resistive load of 8Ω, it can develop up to 19W of internal power dissipation. If the die temperature is to remain below 150˚C for ambient temperatures up to 70˚C, the total junction-to-ambient thermal resistance must be less than

$$\frac{150°C - 70°C}{19W} = 4.2°C/W.$$

Using θ_{JC} = 2˚C/W, the sum of the case-to-heat sink interface thermal resistance and the heat-sink-to-ambient thermal resistance must be less than 2.2˚C/W. The case-to-heat-sink thermal resistance of the TO-220 package varies with the mounting method used. A metal-to-metal interface will be about 1˚C/W if lubricated, and about 1.2˚C/W if dry. If a mica insulator is used, the thermal resistance will be about

Application Hints (Continued)

1.6˚C/W lubricated and 3.4˚C/W dry. For this example, we assume a lubricated mica insulator between the LM675 and the heat sink. The heat sink thermal resistance must then be less than

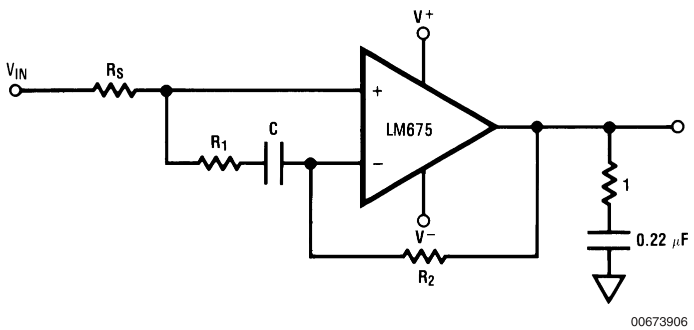
$$4.2^\circ C/W - 2^\circ C/W - 1.6^\circ C/W = 0.6^\circ C/W.$$

This is a rather large heat sink and may not be practical in some applications. If a smaller heat sink is required for reasons of size or cost, there are two alternatives. The maximum ambient operating temperature can be restricted to 50˚C (122˚F), resulting in a 1.6˚C/W heat sink, or the heat sink can be isolated from the chassis so the mica washer is not needed. This will change the required heat sink to a 1.2˚C/W unit if the case-to-heat-sink interface is lubricated.

The thermal requirements can become more difficult when an amplifier is driving a reactive load. For a given magnitude of load impedance, a higher degree of reactance will cause a higher level of power dissipation within the amplifier. As a general rule, the power dissipation of an amplifier driving a 60˚ reactive load will be roughly that of the same amplifier driving the resistive part of that load. For example, some reactive loads may at some frequency have an impedance with a magnitude of 8Ω and a phase angle of 60˚. The real part of this load will then be 8Ω x cos 60˚ or 4Ω, and the amplifier power dissipation will roughly follow the curve of power dissipation with a 4Ω load.

Typical Applications

Non-Inverting Unity Gain Operation



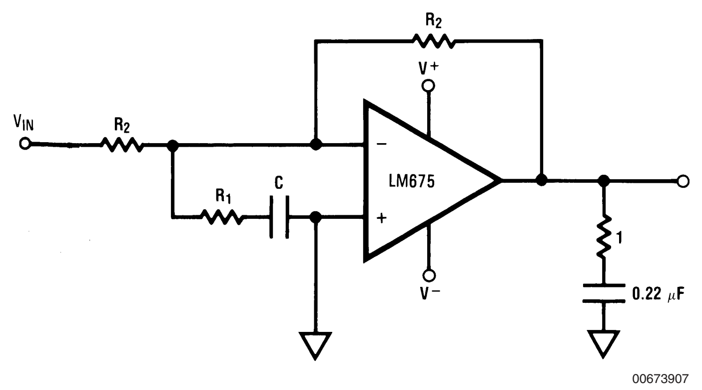
$$R_1C \geq \frac{1}{2\pi 500\ kHz}$$

$$R_1 \leq \frac{R_S + R_2}{10}$$

$$A_{V(DC)} = 1$$

UNITY GAIN BANDWIDTH ≅ 50 kHz

Inverting Unity Gain Operation



$$R_1C \geq \frac{1}{2\pi 500\ kHz}$$

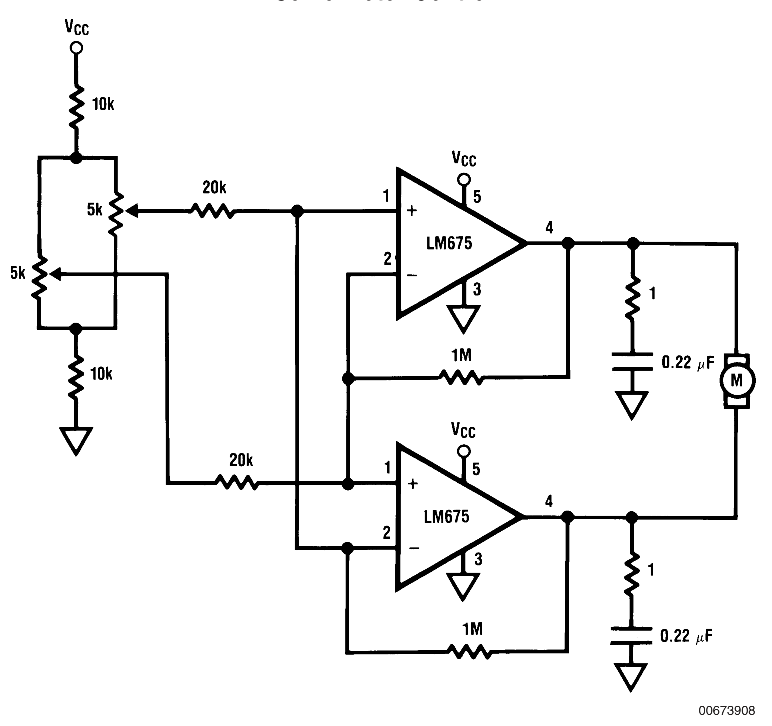
$$R_1 \leq \frac{R_2}{10}$$

$$A_{V(DC)} = -1$$

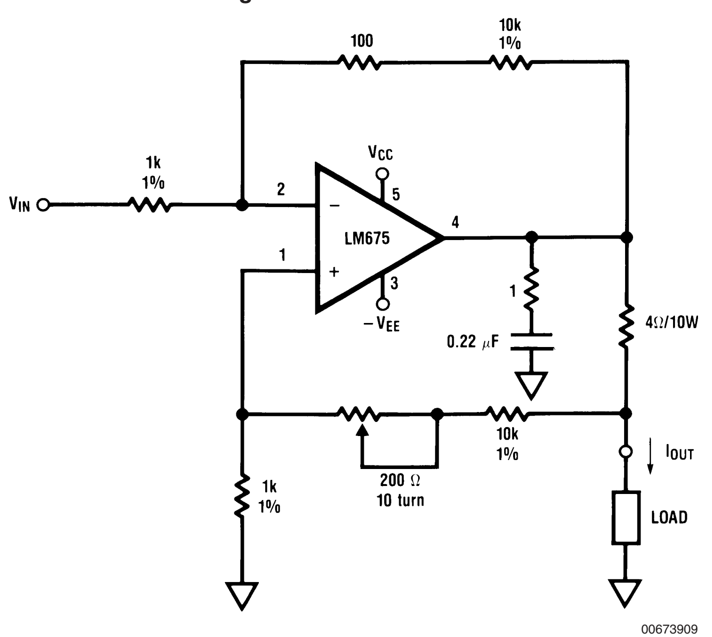
UNITY GAIN BANDWIDTH ≅ 50 kHz

Typical Applications (Continued)

Servo Motor Control



High Current Source/Sink

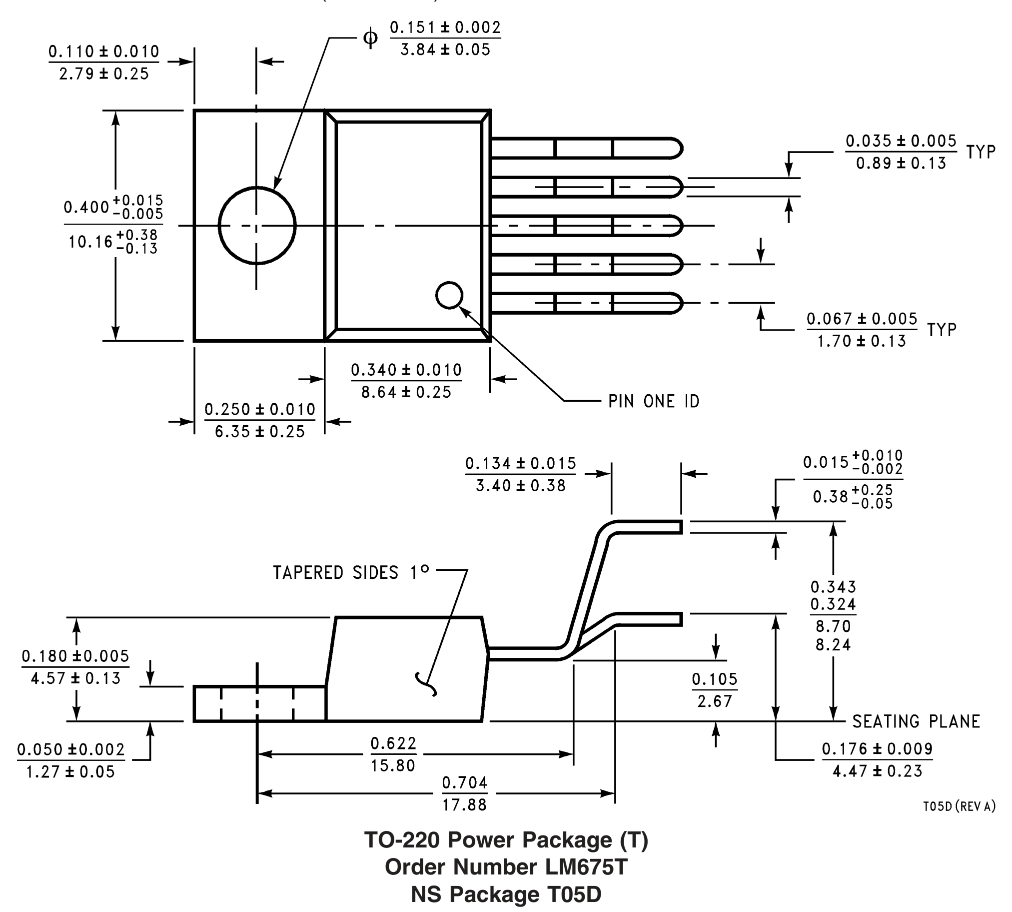


$I_{OUT} = V_{IN} \times 2.5$ amps/volt

i.e. $I_{OUT} = 1A$ when $V_{IN} = 400$ mV

Trim pot for max R_{OUT}

Physical Dimensions inches (millimeters) unless otherwise noted



TO-220 Power Package (T)
Order Number LM675T
NS Package T05D

LIFE SUPPORT POLICY

NATIONAL'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF THE PRESIDENT AND GENERAL COUNSEL OF NATIONAL SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury to the user.
2. A critical component is any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

BANNED SUBSTANCE COMPLIANCE

National Semiconductor certifies that the products and packing materials meet the provisions of the Customer Products Stewardship Specification (CSP-9-111C2) and the Banned Substances and Materials of Interest Specification (CSP-9-111S2) and contain no ''Banned Substances'' as defined in CSP-9-111S2.



National Semiconductor
Americas Customer
Support Center
Email: new.feedback@nsc.com
Tel: 1-800-272-9959

www.national.com

National Semiconductor
Europe Customer Support Center
Fax: +49 (0) 180-530 85 86
Email: europe.support@nsc.com
Deutsch Tel: +49 (0) 69 9508 6208
English Tel: +44 (0) 870 24 0 2171
Français Tel: +33 (0) 1 41 91 8790

National Semiconductor
Asia Pacific Customer
Support Center
Email: ap.support@nsc.com

National Semiconductor
Japan Customer Support Center
Fax: 81-3-5639-7507
Email: jpn.feedback@nsc.com
Tel: 81-3-5639-7560